

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté d'éducation physique et sportive

Validation d'un modèle simplifié pour estimer les chargements au dos

par
Benoit Lussier

Mémoire présenté à la faculté d'éducation physique et sportive
En vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M. Sc.)
Science de l'activité physique, prévention des troubles musculosquelettiques

23 octobre 2013
© Benoit Lussier, 2013



Library and Archives
Canada

Published Heritage
Branch

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Bibliothèque et
Archives Canada

Direction du
Patrimoine de l'édition

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 978-0-494-96239-8

Our file Notre référence

ISBN: 978-0-494-96239-8

NOTICE:

The author has granted a non-exclusive license allowing Library and Archives Canada to reproduce, publish, archive, preserve, conserve, communicate to the public by telecommunication or on the Internet, loan, distribute and sell theses worldwide, for commercial or non-commercial purposes, in microform, paper, electronic and/or any other formats.

The author retains copyright ownership and moral rights in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

AVIS:

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque et Archives Canada de reproduire, publier, archiver, sauvegarder, conserver, transmettre au public par télécommunication ou par l'Internet, prêter, distribuer et vendre des thèses partout dans le monde, à des fins commerciales ou autres, sur support microforme, papier, électronique et/ou autres formats.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur et des droits moraux qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this thesis.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the thesis.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de cette thèse.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

UNIVERSITÉ DE SHERROOKE
Faculté d'éducation physique et sportive

Validation d'un modèle simplifié pour estimer les chargements au dos
Benoit Lussier

Évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Denis Gagnon

Président du jury

Alain Delisle

Directeur de recherche

André Plamondon

Co-directeur de recherche

Félix Berrigan

Membre interne

Philippe Corbeil

Membre externe

Mémoire accepté le : _____

SOMMAIRE

L'objectif de l'étude est de valider une approche basée sur l'orientation des segments des membres supérieurs et du dos et des forces mesurées aux mains pour estimer les chargements lombaires.

Plusieurs méthodes d'estimation des chargements au bas du dos ont été documentées par la recherche avec des tâches simples et dans un environnement contrôlé de laboratoire. Cependant, aucune méthode n'a encore été proposée pour l'estimation de ces chargements dans un environnement réel de travail avec des manutentions plus complexes et sur des durées prolongées. C'est avec cet objectif à long terme qu'un modèle exploitant l'orientation des segments, plutôt que leurs position et orientation, mérite d'être validé. Ces orientations pourraient éventuellement être mesurées par des senseurs inertiels ambulateurs.

Six femmes et 5 hommes ont manutentionné des charges de 7,7 kg et de 15,6 kg dans une série de levers et d'abaissements asymétriques et à 2 vitesses : une choisie et une de 25% plus rapide. Un modèle à segments liés du haut du corps a été utilisé pour calculer les chargements 3D à L5/S1. Ce modèle n'utilise que l'orientation des segments et les forces aux mains sont mesurées avec une caisse dynamométrique. Le modèle critère, quant à lui, utilise la cinématique du bas du corps avec l'orientation et la position des segments. Les forces au sol sont mesurées par 3 plateformes de forces formant une grande surface de travail. La validité du modèle a été quantifiée en calculant l'erreur quadratique moyenne (eRMS), les coefficients de détermination (r^2), les erreurs maximales et les ratios_{haut/bas} (moment maximum du modèle à valider divisé par le moment maximum du modèle critère, multiplié par 100).

L'eRMS entre les 2 modèles sur le moment résultant à L5/S1 se situe entre 9,9 Nm et 25,4 Nm, le coefficient de détermination entre 0,80 et 0,98, l'erreur maximale entre 29 Nm et 142 Nm et les ratios_{haut/bas} sont en moyenne autour de 100%. De plus,

l'augmentation de la vitesse moyenne de 22% augmente l'eRMS entre les 2 modèles de 12,7%.

L'erreur de ce modèle du haut du corps n'utilisant que l'orientation des segments et les forces aux mains est tout à fait acceptable dans le cadre d'une future utilisation terrain. Dans le cadre d'étude requérant un niveau de précision supérieur, des modifications relativement simples mériteraient d'être investiguées afin d'améliorer la performance du modèle. Dans sa forme actuelle, sa polyvalence pourrait très certainement en faire un excellent outil d'évaluation clinique.

Grâce à cette étude, il peut maintenant être envisagé d'estimer les chargements au dos à l'aide de senseurs inertiels pour mesurer les orientations des segments du corps, et donc de faire l'estimation des chargements au dos dans des environnements de travail variés et plus réels.

TABLE DES MATIÈRES

SOMMAIRE.....	1
TABLE DES MATIÈRES.....	3
LISTE DES TABLEAUX.....	5
LISTE DES FIGURES	7
INTRODUCTION.....	9
Objectif	14
PREMIER CHAPITRE - REVUE DE LITTÉRATURE.....	15
1. Méthode de la cinématique instrumentée.....	16
2. Méthode avec l'électromyographie de surface	18
3. Méthode combinant l'électromyographie de surface aux données cinématiques.....	19
4. Méthode de la cinématique par observation vidéo.....	21
5. Méthode avec instrumentation ambulatoire simulée.....	22
DEUXIÈME CHAPITRE - MÉTHODOLOGIE.....	24
1. Participants	24
2. Devis	24
3. Tâche à accomplir	25
4. Modèle critère	26
5. Modèle à valider.....	29
6. Calibration des senseurs inertiels simulés.....	32
7. Variables dépendantes	33
8. Analyses statistiques	33

TROISIÈME CHAPITRE - RÉSULTATS	35
1. Moment résultant	35
2. Moment en flexion-extension	37
3. Moment en flexion latérale	38
4. Moment en torsion	40
 QUATRIÈME CHAPITRE - DISCUSSION.....	42
1. Comparaison avec la littérature.....	42
2. Forces de l'étude.....	47
3. Limites de l'étude	48
4. Pistes à explorer	49
 CINQUIÈME CHAPITRE - CONCLUSION.....	51
 RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....	52
 ANNEXE A - FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE CONSENTEMENT À LA RECHERCHE	60

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1 - Données anthropométriques et âge des 11 participants (moyenne et étendue).....	24
Tableau 2 - Ordre de manutention des caisses lors des 4 conditions différentes attribuées.....	25
Tableau 3 - Effet des conditions sur la vitesse de la caisse. Les valeurs moyennes (étendues) sont rapportées pour tous les participants (n = 11)	35
Tableau 4 - Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment résultant des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11).....	36
Tableau 5 - Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en flexion-extension des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)	37
Tableau 6 - Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en flexion latérale des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)	39
Tableau 7 - Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en torsion des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)	40

Tableau 8 - Résumé comparatif des eRMS (Nm) et des coefficients de détermination (r^2) pour les moments en torsion, en flexion latérale et en flexion-extension de la présente étude et d'autres études ayant quantifié l'erreur entre 2 modèles	43
---	----

LISTE DES FIGURES

Figure 1 - Seuil de tolérance avec un seul traumatisme pouvant occasionner une blessure.....	10
Figure 2 - Effet de surcharges répétées sur le seuil de tolérance aux blessures	11
Figure 3 - Effet de maintenir une charge sur le seuil de tolérance aux blessures	12
Figure 4 - Circuit de manutention avec les étagères (A = 19 cm, B = 106 cm et C = 19 cm), les plateformes de force, la caisse instrumentée et les corps rigides visibles par le système optoélectronique	26
Figure 5 - Schématisation du modèle du bas, avec le bassin (1), la cuisse droite (2), la cuisse gauche (3), la jambe droite (4), la jambe gauche (5), le pied droit (6) et le pied gauche (7) avec leurs référentiels respectifs aux articulations distales (L5/S1 pour le bassin, genoux gauche et droit pour les cuisses, chevilles gauche et droite pour les jambes et jonction du 4 ^e métatarse/phalange pour les pieds). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc	28
Figure 6 - Caisse instrumentée avec poignées dynamométriques, illustrant le référentiel local de la caisse (1) ainsi que les référentiels locaux de la poignée droite (2) et de la poignée gauche (3). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc	29

- Figure 7 - Référentiels des segments aux articulations distales : tronc à C7 (1), bras droit au coude droit(2), bras gauche au coude gauche (3), avant-bras droit au poignet droit (4) et avant-bras gauche au poignet gauche (5). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc31
- Figure 8 - Moment résultant à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne épaisse continue), du modèle du bas (Mbas - ligne épaisse pointillée) et la différence absolue entre les 2 modèles (ligne mince continue), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles. Les lettres au-dessus de chacun des maximums représentent l'étagère à laquelle le participant prend ou dépose la caisse (étagères A, C basses et étagère B haute).....36
- Figure 9 - Moment en flexion-extension à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles38
- Figure 10 - Moment en flexion latérale à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles39
- Figure 11 - Moment en torsion à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai avec une plus grande différence entre les modèles41

INTRODUCTION

L'enquête québécoise sur les conditions de travail, d'emploi et de santé et de sécurité au travail (EQCOTESST) 2007-2008 (Stock et al., 2011) démontre que 9,3% des travailleurs québécois (environ 333 000) affirment être affectés par une douleur au dos, souvent ou tout le temps, liée au travail (7,6% des hommes et 11,3% des femmes). Aussi, alors que les avancées technologiques pourraient laisser croire que la manutention est moins fréquente dans nos industries, 16,2% des travailleurs québécois (soit environ 700 000) affirment être exposés souvent ou tout le temps à de la manutention de charges lourdes (Vézina et al., 2011). Enfin, on y apprend également que 16,5% des hommes exposés à la manutention de charges lourdes déclarent ressentir des douleurs au dos souvent ou tout le temps, liées au travail, comparativement à 4,5% des hommes qui n'y sont pas exposés (Stock et al., 2011).

Pour l'année 2009, le nombre d'affections vertébrales indemnisées par la Commission de la santé et de la sécurité du travail (CSST) était de 21 977 cas, la majorité (60%) à la région lombaraire (CSST, 2011). Les manutentionnaires étaient les professionnels avec le plus grand nombre d'affections vertébrales indemnisées, soit 2310 cas. Si l'on considère qu'un travailleur indemnisé s'absentait du travail en moyenne 57,9 jours, on comprend rapidement que les coûts associés à ces affections représentent un enjeu économique majeur pour notre société.

Des facteurs de risque relatifs aux maux de dos ont été proposés et peuvent être classifiés en 3 grandes catégories. Premièrement, il y aurait certains facteurs individuels qui devraient être tenus en compte tels que la taille, l'indice de masse corporelle, la condition physique du participant (Vieira, Kumar, & Coury, 2005) et le genre (Plamondon et al., sous presse). En effet, les personnes de grande taille, d'indice de masse corporelle élevé, de condition physique faible et de sexe féminin seraient plus à risque de développer des troubles musculosquelettiques au bas du dos. Deuxièmement, des facteurs psychosociaux pourraient également être reliés aux maux de dos (Vieira, Kumar, Coury, & Narayan, 2006). Ces facteurs, qui réfèrent habituellement à la charge mentale et cognitive, à la

satisfaction au travail et à la reconnaissance au travail, entre autres, influencent le niveau de stress ressenti par la personne. Ainsi, plus le niveau de stress serait élevé, plus le risque de développer des maux au bas du dos augmenterait. Finalement, des facteurs physiques seraient aussi reliés aux maux de dos. En effet, Hoogendoorn et al. (2000) ont démontré que la manutention, les mouvements en grande amplitude dans le plan sagittal (flexion-extension), les mouvements en rotation et les mouvements de la colonne vertébrale en flexion latérale seraient des facteurs de risque pour les douleurs au bas du dos. Ces études épidémiologiques énumérées ci-haut tendent toutes à démontrer une association entre la manutention en milieu de travail et les douleurs lombaires.

Les mécanismes menant à une douleur dans la région lombaire sont encore méconnus, mais une des hypothèses suggère qu'elle pourrait être occasionnée par une blessure au bas du dos. Celle-ci surviendrait lorsque la charge appliquée est supérieure à celle tolérée par les tissus. McGill (1997) a tenté de définir la blessure comme le continuum entre la simple irritation des tissus et la rupture ou fracture des tissus. Trois façons d'occasionner des blessures ont été amenées dans cette étude. La première est qu'un seul traumatisme dépasse le seuil de tolérance (Figure 1) et brise ainsi les tissus.

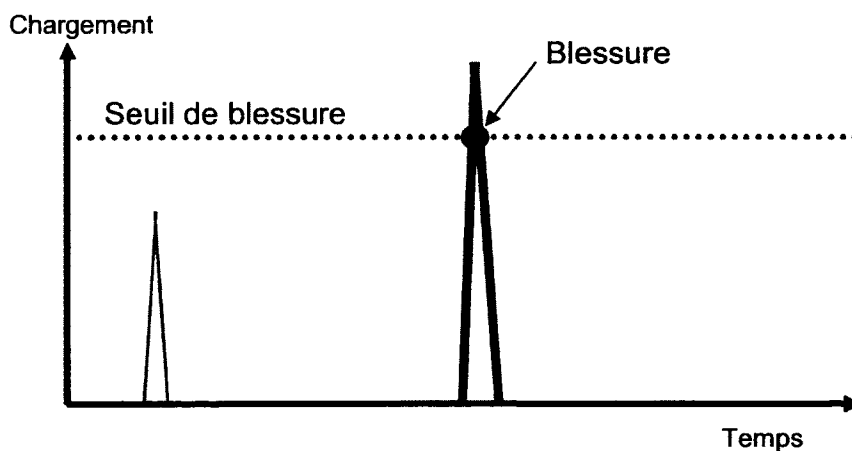


Figure 1 : Seuil de tolérance avec un seul traumatisme pouvant occasionner une blessure

La deuxième proposée est qu'une accumulation de petites charges (cumul) fait diminuer le seuil de tolérance et la blessure peut survenir avec une charge de moins grande importance (Figure 2).

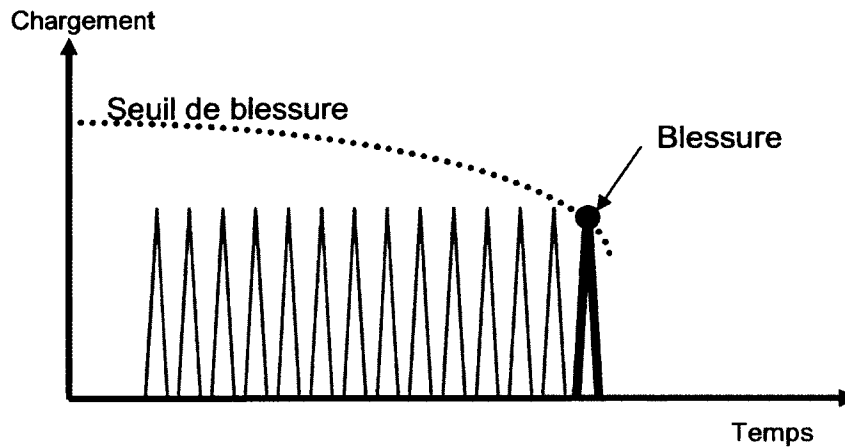


Figure 2 : Effet de surcharges répétées sur le seuil de tolérance aux blessures

La troisième représente le maintien, de façon statique, d'une position quelconque (Figure 3). Les structures se fatiguent et le seuil de tolérance est ainsi diminué. On peut donc regrouper les deuxième et troisième façons et dire qu'il y a 2 mécanismes de blessure au bas du dos : les chargements maximums et les chargements cumulés. D'autres études ont proposé des mécanismes de blessures semblables (Norman et al., 1998; Kingma & van Dieen, 2004). L'étude de Norman et al. (1998) fut l'une des premières études à établir le lien entre les douleurs lombaires au travail et le niveau d'exposition au chargement lombaire maximal et cumulé. Finalement, les structures qui peuvent être affectées sont, entre autres, les vertèbres, les disques intervertébraux, les ligaments et les muscles. Par ailleurs, la recherche en biomécanique occupationnelle vise à prévenir ce type de blessure.

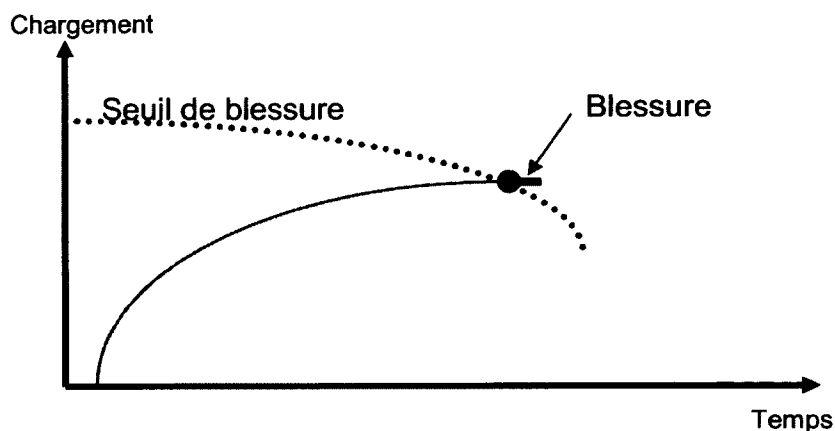


Figure 3 : Effet de maintenir une charge sur le seuil de tolérance aux blessures

Le chargement, qui varie dans le temps en fonction des paramètres de la tâche, est la somme des contraintes appliquées à la colonne lombaire pouvant occasionner des blessures. Il importe donc de comprendre ce qui influence le chargement au bas du dos afin de déterminer les situations à risque de blessure et afin d'orienter les efforts de prévention sur les déterminants qui réduisent les chargements au dos. Plusieurs paramètres de la tâche ont été étudiés, mais, selon des études récentes (Hoozemans, Kingma, de Vries, & van Dieen, 2008; van der Molen et al., 2008; Faber et al., 2009; Plamondon, Larivière, Delisle, Denis, & Gagnon, 2012), les paramètres qui ont une influence prédominante sur les chargements à L5/S1 sont le poids de la charge ainsi que la hauteur de la prise de la charge. La vitesse (cadence) de manutention aurait aussi un effet important sur le chargement à la colonne lombaire (Plamondon, Gagnon, & Desjardins, 1996; Nielsen, Andersen, & Jorgensen, 1998; Lavender, Li, Andersson, & Natarajan, 1999; van Dieen, Hoozemans, & Toussaint, 1999). Les méthodes d'estimation se doivent donc d'être sensibles à ces paramètres.

On retrouve quelques articles dans la littérature qui ont développé des méthodes de mesure de la pression intradiscale aux articulations lombaires : Nachemson (1981) et Wilke, Neef, Hinz, Seidl, & Claes (2001). Ces études ont utilisé des capteurs qui mesuraient la pression intradiscale via un cathéter implanté directement dans le disque intervertébral. Ces méthodes sont trop invasives pour des études sur plusieurs participants

et, avec une telle instrumentation à la colonne lombaire, les expérimentations se limitent à des tâches statiques, donc non représentatives de ce qui se passe sur le terrain où l'on retrouve des mouvements dynamiques et en grande amplitude. La recherche s'est donc concentrée sur l'estimation du chargement au niveau lombaire à l'aide de méthodes indirectes (Mientjes, Norman, Wells, & McGill, 1999; Norman et al., 1998; Granata & Marras, 1999). Pour ce faire, différents types de modèles biomécaniques ont été proposés. Les modèles qui servent présentement de référence sont des modèles à dynamique inverse du haut ou du bas du corps (Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen, 1996; Plamondon, Gagnon, & Desjardins, 1996), utilisant une mesure d'entrée de force aux pieds (modèle du bas) ou aux mains (modèle du haut) et la cinématique. Ces modèles estiment les forces et les moments nets aux articulations, mais pas les forces de compression et de cisaillement. Des modèles biomécaniques géométriques plus détaillés permettent d'estimer les forces musculaires ainsi que les forces de compression et de cisaillement. Certains modèles sont basés sur la mesure de l'activité électrique des muscles en action, soit les modèles utilisant l'électromyographie de surface (EMGs). Ces modèles permettent la prise en compte des stratégies musculaires individualisées (par exemple les co-contractions), mais n'équilibrent pas parfaitement les moments nets (Kingma et al., 2001). Des modèles combinant l'EMGs et l'optimisation, ou EMGAO (Gagnon, Larivière, & Loisel, 2001), assurent l'équilibre des moments tout en respectant les stratégies d'activation individuelles (validité biologique). Cependant, ces modèles sont difficilement applicables en milieu de travail en raison notamment de la complexité de l'instrumentation nécessaire (dynamométrie et cinématique) et de la nécessité d'utiliser des contractions de références maximales pour normaliser les signaux électromyographiques. D'autres approches ont aussi été développées pour contourner cette difficulté du calibrage de l'EMGs. Par exemple, des modèles combinant la dynamique inverse et l'EMGs à l'aide de réseaux de neurones, qui sont des programmes d'optimisation des données et qui peuvent aussi "apprendre", ont été créés plus récemment (Kingma et al., 2001; Parkinson & Callaghan, 2009). Ces modèles seront discutés exhaustivement dans les sections subséquentes.

Par définition, un moment de force, ou couple de rotation, est une mesure de la capacité qu'a une force d'imprimer une rotation à un corps autour d'un axe ou pivot. Un moment est donc le produit d'une force par une distance de l'axe de rotation, perpendiculaire à cette force. Dans le cas de l'articulation lombo-sacrée, le moment résultant appliqué à cette articulation peut être défini comme la résultante des forces développées par les muscles la traversant, multipliée par la distance perpendiculaire entre l'application de ces forces et le centre articulaire. On peut exprimer les moments autour de 3 axes : le moment en flexion-extension ou dans le plan sagittal, le moment en flexion latérale ou dans le plan frontal et le moment en rotation axiale ou dans le plan transverse. Les forces de compression représentent les forces qui compressent les disques intervertébraux dans l'axe longitudinal de la colonne vertébrale. Pour estimer ces forces de compression, il importe de connaître l'activité musculaire détaillée du tronc (EMGs ou EMGAO). Cependant, l'EMGs ne permet que de capter le signal électrique "résultant" à la surface de la peau et, ainsi, l'activité musculaire détaillée du tronc est plus difficile.

Jusqu'à présent, aucune méthode complètement ambulatoire n'a été validée. Il n'est donc pas possible, dans les circonstances actuelles, de mesurer le chargement lombaire en situation réelle de travail ou d'évaluer cliniquement le chargement au bas du dos.

OBJECTIF

La présente étude vise à documenter la validité d'une approche ambulatoire basée sur l'orientation des segments des membres supérieurs et du dos et des forces mesurées aux mains pour estimer les moments à L5/S1. Comme l'approche sera basée sur l'orientation des segments, un modèle à segments liés sera utilisé. Ainsi, au lieu des forces de réactions du sol, les données d'entrée de forces proviendront des mains. Afin de collecter ces données de forces, une caisse instrumentée avec des poignées mesurant les forces aux mains sera utilisée. La validité de ce modèle sera établi en le comparant à un modèle procédant du bas vers le haut.

PREMIER CHAPITRE

REVUE DE LITTÉRATURE

Afin d'estimer les chargements lombaires, une méthode basée sur des questionnaires a été développée. Les questionnaires évaluent des facteurs tels que la fréquence de manutention et le poids de la charge à manipuler (Viikari-Juntura et al., 1996), les vibrations, les facteurs ergonomiques environnementaux (Hildebrandt, Bongers, van Dijk, Kemper, & Dul, 2001), la posture en flexion du tronc et une estimation du temps passé en flexion avant (Hollmann, Klimmer, Schmidt, & Kylian, 1999). Les questionnaires sont intéressants en ce sens qu'ils permettent d'évaluer un très grand nombre de participants en nécessitant très peu de temps et en ne demandant que peu ou pas de matériel spécialisé et coûteux. Les études de Balogh et al. (2001), de Bot et al. (2004), de Hollmann, Klimmer, Schmidt, & Kylian (1999), de Pope, Silman, Cherry, Pritchard, & Macfarlane (1998), de Vieira, Kumar, Coury, & Narayan (2006) et de Wang et al. (1998) démontrent que les méthodes par questionnaires remplis par des experts formés et les questionnaires remplis par les travailleurs eux-mêmes sont de bons outils pour évaluer la charge de travail et estimer les contraintes au bas du dos. Cependant, Neumann et al. (1999) ont comparé l'analyse par numérisation vidéo et les questionnaires. Leur conclusion est qu'au niveau individuel, les erreurs sont systématiques et trop importantes pour pouvoir les utiliser avec confiance. Les auteurs concluent que les questionnaires peuvent être utilisés pour des études à grande échelle, mais pas pour évaluer des participants individuellement. D'autres études abondent dans ce sens (Viikari-Juntura et al., 1996; Wiktorin, Hjelm, Winkel, & Koster, 1996).

Afin de mieux estimer les chargements lombaires, 5 principales méthodes ont été répertoriées : la méthode par la cinématique, qui contient 2 sous-catégories, soit l'instrumenté et l'observation, la méthode avec EMGs, la méthode qui combine l'EMGs et la cinématique et, finalement, les méthodes ambulatoires. Dans les prochains paragraphes, la littérature traitant de ces méthodes seront décrites plus en détail, tout en conservant une optique de mesure viable sur le terrain. Une mesure viable sur le terrain

implique que l'instrumentation soit ambulatoire et que le modèle biomécanique soit simplifié afin de possiblement donner au participant plus de liberté de mouvement.

1. MÉTHODE DE LA CINÉMATIQUE INSTRUMENTÉE

La méthode la plus utilisée pour estimer les moments au bas du dos, normalement considérée comme la méthode étalon pour des comparaisons avec les autres modèles, est l'utilisation de la dynamique inverse. Avec un système d'analyse du mouvement, on peut obtenir la position et l'orientation de chacun des segments, la longueur des segments étant supposée fixe. Les segments peuvent être considérés comme libres, c'est-à-dire indépendants les uns des autres. De plus, il est possible, lorsque seulement l'orientation des segments est connue, d'utiliser un modèle biomécanique à segments liés. Dans cette situation, la position du segment proximal est dépendante du segment distal et, ainsi, les erreurs de positionnement peuvent s'accumuler au fur à mesure que l'on remonte la chaîne. Les données d'entrées pour ces modèles sont, premièrement, les forces externes. Si le modèle à segments liés se dirige du bas vers le haut, soit vers L5/S1 (modèle bas), les forces externes sont mesurées au sol par des plateformes de forces. À l'opposée, si le modèle utilisé passe du haut vers le bas (modèle haut), les forces externes sont mesurées aux mains via des poignées instrumentées. Deuxièmement, le modèle a besoin des données cinématiques. Elles sont mesurées, en laboratoire, principalement par des systèmes d'analyse du mouvement photogrammétriques (vidéo, système optoélectronique, etc.) pour obtenir les positions et les orientations des segments. Prenons par exemple un modèle à segments liés du bas pour estimer les moments à l'articulation L5/S1. Avec les forces appliquées au sol, la position et l'orientation du pied, on calcule les moments et les forces qui sont appliqués sur l'articulation de la cheville. Comme l'articulation est liée à la jambe et les segments présumés rigides, les moments et les forces résultantes sont transmis au segment de la jambe et à l'articulation du genou. Cela génère donc des forces et des moments au genou qui sont transférés à la cuisse et on procède ainsi de suite, par la dynamique inverse, jusqu'à l'articulation voulue, dans notre cas L5/S1, pour y obtenir les moments.

Tel que mentionné précédemment, les modèles biomécaniques utilisant la dynamique inverse sont habituellement considérés comme mesure de référence. Cependant, plusieurs limites sont associées à leur utilisation. Premièrement, les plateformes de force utilisées pour mesurer les forces externes dans le modèle du bas limitent les manutentionnaires dans leurs déplacements, ce qui peut modifier la technique qu'ils utiliseraient normalement en milieu de travail (de Looze, Toussaint, van Dieen, & Kemper, 1993). C'est pourquoi, avec l'instrumentation actuelle (plateformes de force et système optoélectronique), le modèle du bas n'est pas recommandable pour l'analyse de la manutention en situation réelle de travail. Certaines études font des progrès vers une application terrain (Dutta, Holliday, Gorski, Baharvandy, & Fernie, 2012), mais ce ne sont pas encore des modèles entièrement ambulatoires. Un modèle du haut offre une meilleure viabilité, éliminant ainsi les contraintes aux pieds. Cependant, quelques limites inhérentes à ce modèle ont aussi émergé. En effet, l'estimation du centre de masse du tronc (Pearshall, Reid, & Goss, 1994) et des centres articulaires des épaules (Larivière & Gagnon, 1998) est difficile. Ceci peut amener des erreurs considérables dans l'application de la dynamique inverse, car les couples générés par le tronc, qui est la plus importante masse segmentaire du corps, sont relativement élevés. Finalement, les segments sont présumés rigides, les articulations sont considérées liées et les corps rigides sont supposés fixes sur la peau, ce qui n'est pas le cas dans la réalité.

Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996) et Plamondon, Gagnon, & Desjardins (1996) ont proposé des modèles à segments liés du haut et du bas en 3D et les ont validés. Les 2 études concluent que les modèles du bas sont valides pour estimer les chargements au bas du dos, mais que les modèles du haut, étant plus sensibles aux grandes accélérations, principalement à cause du tronc qui représente environ 60% du poids corporel, sont moins précis. Les modèles du bas sont souvent utilisés pour valider les nouveaux modèles proposés dans les études subséquentes (Arjmand, Gagnon, Plamondon, Shirazi-Adl, & Larivière, 2009; van Dieen et al., 2010; Coenen et al., 2011). Une étude récente (Xu, Chang, Faber, Kingma, & Dennerlein, 2012) utilise d'ailleurs le modèle de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996), mais avec une fréquence d'acquisition réduite afin de simplifier les bases de données et, ainsi, faciliter

le transfert vers la mesure en continu sur le terrain. Ils ont interpolé les données entre les images à l'aide de fonctions splines et ils ont estimé les forces aux mains plutôt que de les mesurer. Les résultats obtenus démontrent que cette avenue pourrait être intéressante pour la mesure de terrain.

2. MÉTHODE AVEC L'ÉLECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE (EMGs)

L'EMGs consiste à mesurer l'activité électrique musculaire par l'entremise d'électrodes collées sur la peau. Les électrodes mesurent les différences de potentiel électrique à la surface de la peau entre 2 points situés superficiellement au-dessus du ou des muscle(s) à l'étude. La différence de potentiel reflète l'intensité de l'activité musculaire dans ce ou ces muscle(s). Afin d'associer ces intensités d'activité à une force produite, une calibration peut être effectuée en faisant faire au participant une contraction maximale isométrique. Une relation linéaire est supposée entre les pourcentages en voltage de la contraction maximale et le pourcentage de la force développée. Toutefois, cette relation est beaucoup plus complexe à établir dans des conditions dynamiques et, d'après d'autres études, plusieurs autres types contractions peuvent être effectués à différentes intensités et à différents angles de flexion pour les associer à l'activité musculaire et à la longueur musculaire correspondante. Pour calculer les forces nettes et les moments à L5/S1, il y a 2 approches qui sont utilisées. La première passe par un modèle segmentaire à dynamique inverse (Mientges, Norman, Wells, & McGill, 1999; Gagnon, Larivière, & Loisel, 2001). L'autre approche est un modèle de distribution des forces, modèle dans lequel le modèle segmentaire à dynamique inverse est nécessaire en données d'entrée. La méthode EMGs a 2 avantages principaux comparativement aux approches biomécaniques traditionnelles avec la cinématique instrumentée. Premièrement, des systèmes EMGs portables ont été développés récemment et ils sont utilisables directement dans l'environnement de travail, permettant ainsi la mesure en continue de l'EMGs en situation de travail. Deuxièmement, ils peuvent mesurer les forces des muscles agonistes et antagonistes et les considérer dans les modèles pour estimer les forces de compression, ce qui ne peut pas être fait avec les

modèles à segments liés (Granata & Marras, 1995a, 1995b; Potvin, Norman, & McGill, 1996).

Cependant, les mesures avec l'EMGs peuvent être contaminées par du bruit et la relation EMG-force est influencée par 2 facteurs d'importance, soit la force développée par le muscle en fonction de sa longueur (Dolan & Adams, 1993; Dolan, Mannion, & Adams, 1994; Rosenburg & Seidel, 1989) et la force du même muscle en fonction de sa vitesse de raccourcissement (Dolan & Adams, 1993; Marras & Mirka, 1990). Pour pallier ce problème, des données cinématiques combinées à un modèle géométrique mesurant les longueurs des muscles ainsi que leurs vitesses de raccourcissement sont nécessaires. Il convient aussi de souligner le fait que la calibration des modèles de distribution des forces se fait par des contractions maximales et/ou sous-maximales isométriques (van Dieën & Visser, 1999; Plamondon, Serresse, Boyd, Ladouceur, & Desjardins, 2002), alors que les tâches analysées sont dynamiques. Comme le mentionnent Dolan, Mannion, & Adams (1994), 16 à 31% des moments en extension ne sont pas reliés à l'activité musculaire, donc à des tissus passifs. Mientjes, Norman, Wells, & McGill (1999) ont mentionné que les estimations des forces de compression par leur modèle EMGs étaient jusqu'à 46% plus grandes que les estimations avec le modèle biomécanique de Norman, McGill, Lu, & Frazer (1994). Ces modèles sont donc, jusqu'à présent, conçus davantage pour l'estimation des moments en situation statique que dynamique. En conséquence, ils sont difficilement utilisables pour l'analyse de tâches dynamiques, prépondérantes sur le terrain.

3. MÉTHODE COMBINANT L'ÉLECTROMYOGRAPHIE DE SURFACE AUX DONNÉES CINÉMATIQUES

Des modèles combinant l'EMGs et la cinématique ont été imaginés pour tenir compte de la relation tension-longueur et de la relation tension-vitesse de contraction. Dolan et al. (1999) et Dolan et al. (2001) ont utilisé un facteur de correction pour la relation tension-longueur et tension-vitesse de contraction de leurs données EMGs en fonction de la courbure de la colonne vertébrale entre L1 et S1 (Dolan & Adams, 1993). Ils ont aussi

effectué une calibration isométrique maximale, mais à plusieurs angles du tronc. Ils ont obtenu une bonne estimation des moments à L5/S1 en comparant leur méthode EMGs au modèle à segments liés de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996). Le plus grand écart sur les forces de compression maximales se situait sous les 10%.

Récemment, une nouvelle méthode de mesure a été testée : les réseaux de neurones artificiels (Kingma et al., 2001; Hou, Zurada, & Karwowski, 2004; Parkinson & Callaghan, 2009). Les réseaux de neurones sont des modèles mathématiques conçus pour refléter le système nerveux. Ils sont un système unique composé de neurones simulés reliés entre eux. On peut les considérer comme une application biologique prometteuse qui peut "apprendre" à gérer un jeu de données d'entrées par rapport à un jeu de données de sorties en adaptant leur structure (Parkinson & Callaghan, 2009). Ils peuvent donc prendre des données EMGs, de plateformes de force et de cinématique, ajuster l'amplitude des forces en fonction de la relation tension-longueur et de la relation tension-vitesse du muscle et estimer les chargements au bas du dos en tenant compte des paramètres jugés appropriés.

Kingma et al. (2001) ont testé leur réseau de neurones avec des données d'études antérieures (Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen, 1996; Dolan & Adams, 1993; Baten et al. 1996). En comparant les modèles à segments liés et le réseau de neurones, ils ont obtenu des erreurs systématiques entre chacun de ces modèles, dont l'erreur quadratique moyenne (eRMS) était de 31,4 Nm (environ 10%) pour le moment à L5/S1. Les auteurs suggèrent que ces erreurs peuvent provenir d'un manque de précision de l'estimation des paramètres anthropométriques, de l'activité des muscles antagoniste et du manque d'entraînement du réseau de neurones. Ces erreurs systématiques démontrent qu'il demeure nécessaire de poursuivre l'amélioration de ce type de modèle.

Parkinson & Callaghan (2009) ont quant à eux testé leur réseau de neurones pour estimer le chargement au bas du dos avec un modèle biomécanique à dynamique inverse par le haut et ont comparé leurs résultats à un modèle EMGs (Granata & Marras, 1995a) et au modèle à segments liés de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996).

Les moments maximums ont été sous-estimés de 3,1% par rapport au modèle de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996) et surestimés de 17,7% par rapport au modèle de Granata & Marras (1995a). Ce qui est intéressant pour le développement d'une méthode de mesure de terrain, c'est que les auteurs mentionnent que les résultats semblent plus prometteurs concernant les moments cumulés comparativement aux moments maximums.

4. MÉTHODE DE LA CINÉMATIQUE PAR OBSERVATION VIDÉO

La méthode cinématique par l'observation vidéo consiste à filmer, avec une ou plusieurs caméras vidéo, le participant accomplissant une tâche. Par la suite, un ou des observateurs analysent ces vidéos et les comparent avec des postures de référence afin d'estimer les moments et les forces de compression à L5/S1 à l'aide de modèles biomécaniques (Coenen et al., 2011). En plus de pouvoir analyser les moments et les forces de compression, il est possible de visualiser les actions des participants en tout moment pendant la manutention et entre les manutentions et de faire rejouer la séquence au ralenti. De plus, l'équipement nécessaire (caméras vidéo) est relativement peu dispendieux et facilement utilisable sur le terrain comparativement au système optoélectronique traditionnel. Par contre, une des limitations principales de cette méthode est qu'il faut numériser les repères anatomiques pour être en mesure de faire l'analyse avec un modèle biomécanique. Pour des tâches de courtes durées, cela se réalise en un temps raisonnable. Cependant, comme l'objectif principal de l'analyse des tâches de manutention est d'aller de plus en plus vers l'évaluation en continu sur une longue durée (par exemple un quart de travail), le temps nécessaire pour numériser toutes ces images peut prendre une ampleur considérable.

Dans le but de diminuer la quantité de données et de rendre accessible l'évaluation des moments en continu, Andrews & Callaghan (2003) ont obtenu une bonne estimation des moments cumulés avec une fréquence optimale d'échantillonnage à 3 Hz. Ceci permet de diminuer considérablement la quantité d'images à numériser si l'on compare à une

fréquence d'échantillonnage traditionnelle de 60 Hz. Dans le même ordre d'idée, Hsiang, Brogmus, Martin, & Bezverkhny (1998) proposent une méthode pour coder les positions des manutentionnaires. Ils concluent que la méthode est valide pour évaluer les chargements lombaires avec un minimum d'images. Ces résultats ont été corroborés par l'étude de Chang, Hsiang, Dempsey, & McGorry (2003), qui mentionnent que l'écart sur les forces de compression comparativement avec un système optoélectronique est en moyenne de 173 N. Cet écart, qui est significatif statistiquement, est jugé cliniquement non significatif par l'auteur. Toujours dans le but de simplifier l'analyse biomécanique, le logiciel 3Dmatch a été créé. Ce logiciel permet non seulement de faire de l'analyse de mouvement en 3D avec des vidéos 2D, mais aussi d'éliminer la numérisation en faisant de la correspondance de postures. Donc, l'économie de temps est considérable. Sutherland, Albert, Wrigley, & Callaghan (2008) ont obtenu une surestimation des moments cumulés de 12% en moyenne avec l'aide de ce logiciel. Cependant, Parkinson, Bezaire, & Callaghan (2011) proposent un facteur de correction polynomial qui permet de réduire considérablement cet écart. Les auteurs concluent donc que l'approche est valide pour l'estimation des chargements cumulés au bas du dos avec ce facteur de correction.

Comme ces analyses de codage de postures ont été réalisées sur des postures statiques, des études récentes ont cherché à intégrer la composante dynamique du mouvement. Ces études démontrent que les moments dynamiques sont sous-estimés systématiquement (van Dieën et al., 2010; Coenen et al., 2011) et que les erreurs sur les positions des différents segments se situent en moyenne à 10 degrés (Chang, McGorry, Lin, Xu, & Hsiang, 2010). Donc, pour être efficaces dans l'analyse des tâches de terrain dynamiques et en 3D, les méthodes pour mesurer la cinématique en 3D devront être améliorées.

5. MÉTHODE AVEC INSTRUMENTATION AMBULATOIRE SIMULÉE

Jusqu'à présent, il n'y a toujours pas de méthode de mesure de terrain et ambulatoire suffisamment valide et fiable. Ceci contraint l'analyse des tâches de manutention au

laboratoire et on peut se questionner sur la représentativité des tâches accomplies sur le terrain. Il est, pour le moment, impossible d'apprécier le risque réel associé à différentes activités de travail, comme il n'est pas possible d'apprécier la réduction du risque associée aux efforts de prévention déployés. Faber, Kingma, & van Dieen (2010) ont récemment proposé un modèle à dynamique inverse du bas avec des chaussures instrumentées possédant des plateformes de forces intégrées à la semelle (chaussures simulées car l'instrumentation n'est pas encore disponible). Ceci permettrait donc d'éliminer les contraintes de positionnement des pieds liées à l'utilisation de plateformes de forces. Ils proposent aussi l'utilisation de senseurs inertiels en remplacement du traditionnel système optoélectronique. Ce système a 2 avantages considérables : il est ambulateur et il n'a pas besoin d'un environnement calibré. Cependant, comme les senseurs inertiels ne fournissent que l'orientation des segments, une approche basée uniquement sur cette orientation s'impose pour la dynamique inverse. Avec ce type de modèle, les erreurs s'additionnent en remontant la chaîne, car les segments sont dépendants de la position des segments qui précèdent dans la chaîne. De plus, on se doit aussi de fixer la longueur des segments et on considère que le senseur est rigide avec le segment. Faber, Kingma, & van Dieen (2010) ont obtenu des résultats intéressants pour les moments à L5/S1 en simulant toutefois des senseurs inertiels avec le système optoélectronique. En effet, en comparant leurs résultats avec le modèle de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996), ils ont obtenus des écarts moyens sur le moment résultant de 8 Nm à 31 Nm (3% à 14%). Ils concluent en mentionnant que ces écarts sont relativement faibles et que la poursuite des investigations pour une méthode.

Selon Delisle et al. (2011), il serait possible de prédire les moments au bas du dos seulement à partir de la cinématique du dos et de l'EMGs d'un nombre limité de muscle. Puisque les techniques existent pour réaliser ces mesures de manière ambulateur, une méthode simplifiée pour établir le calibrage de cette méthode doit cependant être élaborée. À la lumière des résultats de Faber, Kingma, & van Dieen (2010), un modèle du haut du corps exploitant la mesure des forces aux mains pourrait répondre à cet objectif.

DEUXIÈME CHAPITRE

MÉTHODOLOGIE

1. PARTICIPANTS

Six femmes et 5 hommes ont complété l'expérimentation (Tableau 1). Ces participants ont été recrutés à la Faculté d'Éducation Physique et Sportive de l'Université de Sherbrooke et la majorité sont athlètes ou très actifs physiquement. Un participant masculin a été exclu en raison d'un problème technique. Un formulaire de consentement approuvé par le comité d'éthique du Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke (CHUS) a été expliqué et signé par les participants (Annexe A).

Tableau 1
Données anthropométriques et âge des 11 participants (moyenne et étendue)

	Femmes (n = 6)	Hommes (n = 5)
Taille (cm)	1,71 (1,61-1,80)	1,78 (1,74-1,87)
Masse (kg)	59,8 (52-72)	77,2 (72-83)
IMC (kg/m ²)	20,5 (18,9-22,2)	24,4 (21,2-27,4)
Âge (années)	25,0 (21-30)	23,6 (22-25)

2. DEVIS

Le devis de recherche utilisé dans le cadre de cette étude est un devis non expérimental et à mesures répétées. En effet, aucun groupe témoin n'a été utilisé ni aucun traitement administré.

3. TÂCHE À ACCOMPLIR

Les participants, une fois instrumentés, avaient à réaliser une série de manutentions dans 4 conditions différentes : caisse légère et vitesse de manutention lente, caisse légère et vitesse rapide, caisse lourde et vitesse lente et caisse lourde et vitesse rapide. La masse de la caisse légère était de 7,7 kg et celle de la caisse lourde de 15,6 kg. Pour s'assurer d'avoir une différence significative de vitesse de manutention, une différence de 25% du temps entre la vitesse rapide de manutention et la vitesse lente était visée (Lavender, Li, Andersson, & Natarajan, 1999). Afin de déterminer ces temps, les participants pratiquaient d'abord la tâche à vitesse lente. Ensuite, 25% du temps de cette vitesse était soustrait et les participants testaient cette vitesse plus rapide afin de s'assurer qu'elle leur convenait. Une prise de 2 temps intermédiaires a été effectuée afin de guider les participants lors de l'expérimentation. Lors de ces essais de pratique, les participants étaient informés de toujours garder les pieds sur les plateformes de force et de ne pas toucher la caisse autrement que par les poignées dynamométriques. Quatre ordres différents de manutention ont été utilisés pour balancer les conditions (voir tableau 2). Chacune des 4 conditions ont été réalisées par 3 participants, sauf la condition 2 qui a été réalisée par 2 participants.

Tableau 2

Ordre de manutention des caisses lors des 4 conditions différentes attribuées

	Caisse légère + vitesse lente	Caisse légère + vitesse rapide	Caisse lourde + vitesse lente	Caisse lourde + vitesse rapide
Condition 1	1	2	3	4
Condition 2	2	1	4	3
Condition 3	3	4	1	2
Condition 4	4	3	2	1

Plus précisément, la tâche consistait à monter la caisse de l'étagère A (à 19 cm du sol) à l'étagère B (à 106 cm du sol), abaisser la caisse de l'étagère B à l'étagère C (à 19 cm du sol), monter la caisse de l'étagère C à l'étagère B, abaisser la caisse de l'étagère B à l'étagère A, et effectuer un transfert horizontal aller-retour entre l'étagère A et l'étagère C

(Figure 4). Entre chacun des transferts, les participants revenaient au point milieu entre les étagères A et C.

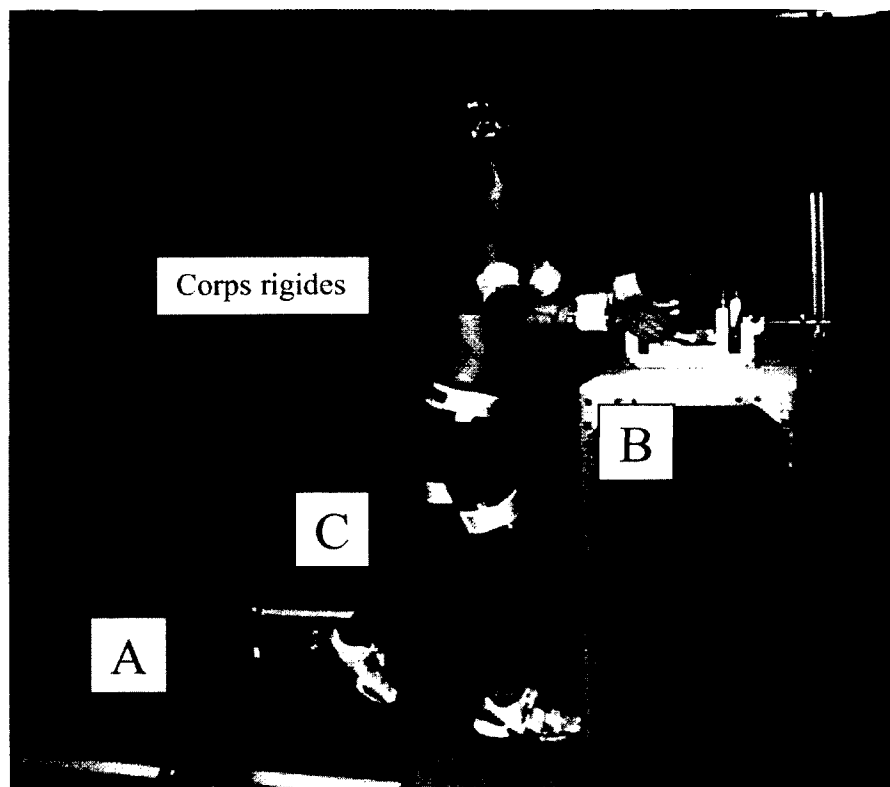


Figure 4 : Circuit de manutention avec les étagères (A = 19 cm, B = 106 cm et C = 19 cm), les plateformes de force, la caisse instrumentée et les corps rigides visibles par le système optoélectronique

4. MODÈLE CRITÈRE

Les différents repères osseux (décrits plus loin dans cette section) ont été identifiés au crayon feutre. Ces points ont ensuite été numérisés avec une sonde visible par le système optoélectronique pour faire les transformations entre les référentiels locaux et le référentiel global. Les paramètres segmentaires décrits dans Dumas, Chèze, & Verriest (2007) ont été utilisés. Voici les points numérisés pour déterminer les longueurs segmentaires :

- a. Bassin (grands trochanters gauches et droits, épines iliaques antéro-supérieures, épines iliaques postéro-supérieures, crêtes iliaques et centre articulaire de L5/S1)
- b. Cuisses (grands trochanters gauches et droits, entre-jambe, genoux externes et genoux internes)
- c. Jambes (plateaux tibiaux externes, plateaux tibiaux internes, malléoles externes et malléoles internes)
- d. Pieds (malléoles externes, malléoles internes, bouts des gros orteils, centres articulaires des 1^{er} métatarse-phalange, centres articulaires des 5^e métatarse-phalange, talons internes, talons externes et talons arrières)

Afin de valider le nouveau modèle, un modèle critère validé a été utilisé pour estimer les moments à L5/S1 (Plamondon, Gagnon, & Desjardins, 1996; Plamondon, Denis, Delisle, Larivière, Salazar, 2010; Plamondon, Larivière, Delisle, Denis, & Gagnon 2011). Ce modèle utilise la dynamique inverse du bas vers le haut avec les 7 segments décrits ci-haut et identifiés avec leurs référentiels sur la Figure 5. Cette méthode est celle qui est traditionnellement utilisée pour estimer les chargements lombaires en laboratoire.

Pour mesurer les forces au sol, 3 plateformes de forces AMTI (Advanced Mechanical Technology, Inc., Massachusetts, USA) ont été utilisées pour former une grande surface de travail de 1,0 m par 1,4 m. Les données cinématique proviennent d'un système optoélectronique de 24 caméras disposées tout autour de la surface de travail (PhaseSpace, Inc., San Leandro, CA). Des corps rigides de 4 LEDs ont été positionnés sur les pieds, les cuisses et le bassin. Les référentiels locaux des segments ont été déterminés à partir d'une numérisation des repères anatomiques exploitant une approche similaire à Cappozzo, Catani, Croce, & Leardini (1995).

Pour estimer les moments à L5/S1, les équations de Hof (1992) ont été utilisées :

$$\begin{aligned} \vec{M}_{L5/S1} = & - \sum_{r=1}^n (\vec{r}_r - \vec{r}_{L5/S1}) \times \vec{F}_r - \sum_{r=1}^m \vec{M}_r - \sum_{i=1}^k [(\vec{r}_i - \vec{r}_{L5/S1}) \times m_i \vec{g}] + \sum_{i=1}^k [(\vec{r}_i - \vec{r}_{L5/S1}) \times m_i \vec{a}_i] \\ & + \sum_{i=1}^k \frac{d}{dt} (I_i \vec{\omega}_i) \end{aligned}$$

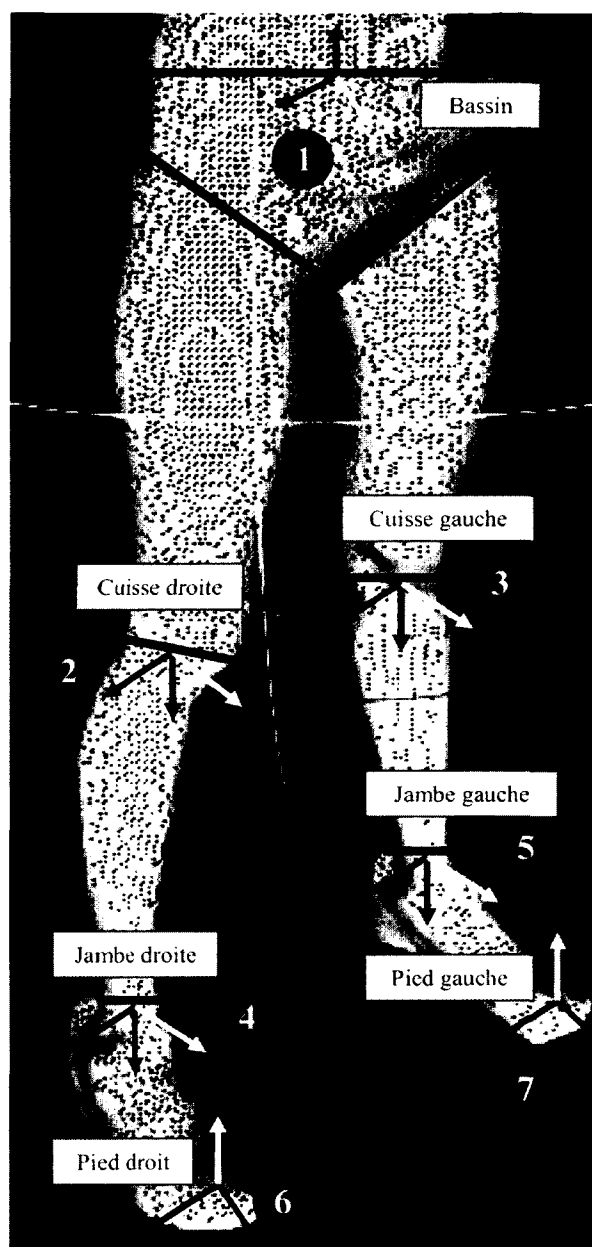


Figure 5 : Schématisation du modèle du bas, avec le bassin (1), la cuisse droite (2), la cuisse gauche (3), la jambe droite (4), la jambe gauche (5), le pied droit (6) et le pied gauche (7) avec leurs référentiels respectifs aux articulations distales (L5/S1 pour le bassin, genoux gauche et droit pour les cuisses, chevilles gauche et droite pour les jambes et jonction du 4^e métatarse/phalange pour les pieds). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc

5. MODÈLE À VALIDER

Contrairement au modèle critère, le nouveau modèle proposé utilise la dynamique inverse du haut vers le bas, mais toujours selon la méthode de Hof (1992). Une caisse instrumentée avec des poignées dynamométriques a été utilisée pour mesurer les forces aux mains (Kistler Instruments AG, Suisse, 2004; Figure 6). Les données de cinématique proviennent du même système optoélectronique que pour le modèle du bas. Des corps rigides de 4 LEDs ont été positionnés sur les segments utilisés par le modèle du haut, soit le tronc, les 2 bras et les 2 avant-bras (Figure 7). Il est à noter que seules les orientations des corps rigides ont été utilisées, pour simuler l'information qui serait obtenue par des senseurs inertiels. La position de chacun des senseurs est obtenue à partir des mesures anthropométriques et de la calibration des senseurs (section 6). Un dernier corps rigide a été positionné sur la caisse afin d'obtenir son orientation (Figure 6).

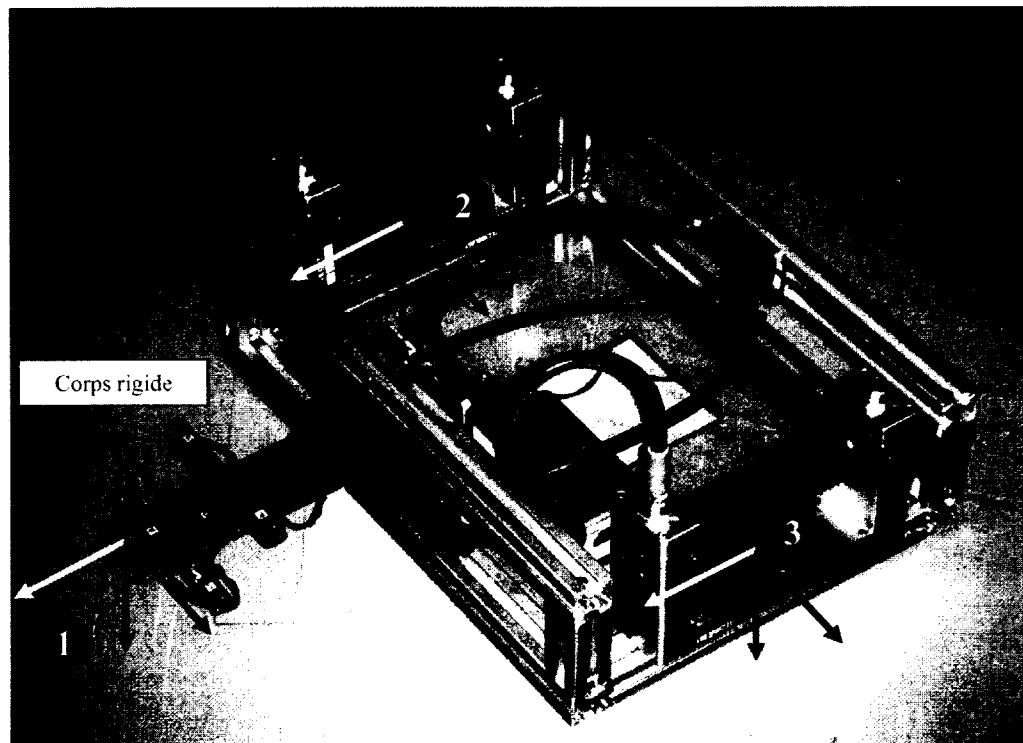


Figure 6 : Caisse instrumentée avec poignées dynamométriques, illustrant le référentiel local de la caisse (1) ainsi que les référentiels locaux de la poignée droite (2) et de la poignée gauche (3). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc

Les distances entre les centres articulaires estimés et les repères osseux préalablement identifiés ont été mesurées à l'aide d'un anthropomètre. Deux mesures étaient prises et, si l'écart entre ces 2 mesures était supérieur à 5 mm, une troisième mesure était prise. Une moyenne de ces mesures était ensuite faite pour obtenir les longueurs segmentaires. Les paramètres inertiels segmentaires sont tirés de l'article de Dumas, Chèze, & Verriest (2007), comme pour le modèle du bas. Voici les mesures qui étaient prises pour chacun des participants :

- 1- Taille
- 2- Masse
- 3- Longueur du tronc (entre L5/S1 et l'épine dorsale de C7)
- 4- Épaisseur du tronc (entre l'épine dorsale de C7 et suprasternale)
- 5- Largeur des épaules (entre les acromions)
- 6- Largeur du bassin (entre les épines iliaques antéro-supérieures)
- 7- Longueur cou et tête (entre l'épine dorsale de C7 et l'apex de la tête)
- 8- Longueur du bras droit (entre les centres articulaires (Reed, Manary, & Schneider, 1999) de l'épaule droite et du coude droit)
- 9- Longueur du bras gauche (entre les centres articulaires de l'épaule gauche et du coude gauche)
- 10- Longueur de l'avant-bras droit (entre les centres articulaires du coude droit et du poignet droit)
- 11- Longueur de l'avant-bras gauche (entre les centres articulaires du coude gauche et du poignet gauche)
- 12- Longueur de la main droite (entre le centre articulaire du poignet droit et le point milieu entre les 2^e et 5^e métacarpes de la main droite)
- 13- Longueur de la main gauche (entre le centre articulaire du poignet gauche et le point milieu entre les 2^e et 5^e métacarpes de la main gauche)
- 14- Largeur du bras droit près du coude droit (à 2 cm du centre articulaire du coude droit)
- 15- Largeur du bras gauche près du coude gauche (à 2 cm du centre articulaire du coude gauche)

16- Largeur de l'avant-bras droit près du poignet droit (à 2 cm du centre articulaire du poignet droit)

17- Largeur de l'avant-bras gauche près du poignet gauche (à 2 cm du centre articulaire du poignet gauche)

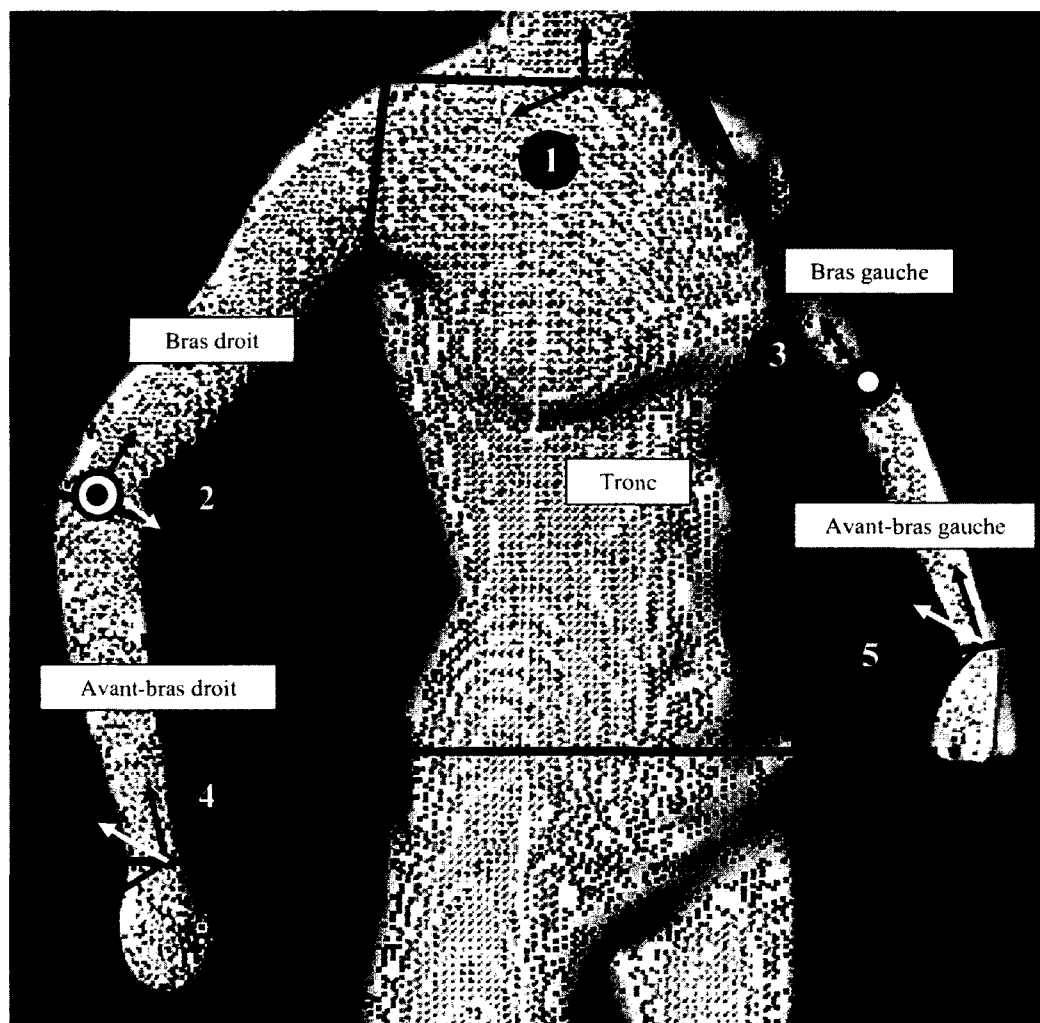


Figure 7 : Référentiels des segments aux articulations distales : tronc à C7 (1), bras droit au coude droit(2), bras gauche au coude gauche (3), avant-bras droit au poignet droit (4) et avant-bras gauche au poignet gauche (5). L'axe longitudinal est en gris, l'axe transverse en noir et l'axe sagittal en blanc

6. CALIBRATION DES SENSEURS INERTIELS SIMULÉS

Afin de calibrer les senseurs simulés, une calibration fonctionnelle *segment-à-senseur* a été utilisée (Luinge, Veltink, & Baten, 2007). Cette méthode ne contraint pas à aligner le senseur parfaitement sur le segment. L'orientation des segments est donc obtenue en effectuant des mouvements prédéterminés ou en adoptant certaines positions. Voici les différents mouvements et postures de calibration des senseurs exécutés par les participants :

- 1- Avant-bras gauche et droit : mouvement de supination/pronation (axe longitudinal), avec position de l'avant-bras au départ et à l'arrivée à l'horizontale et paume vers le bas ; pause de 0,5 seconde au début et à la fin du mouvement pour déterminer un axe sagittal temporaire (sens de la gravité est l'axe sagittal); produit croisé pour déterminer l'axe transversal orthogonal au plan fait par les axes longitudinal et sagittal; nouveau produit croisé pour remettre l'axe sagittal orthogonal aux 2 autres.
- 2- Bras gauche et droit : mouvement d'exorotation/endorotation (axe longitudinal); mouvement d'abduction/adduction (axe sagittal temporaire pour faire un plan); produit croisé pour déterminer l'axe transversal orthogonal au plan fait par les axes longitudinal et sagittal; nouveau produit croisé pour remettre l'axe sagittal orthogonal aux 2 autres.
- 3- C7 et L5/S1 : posture debout en position anatomique dans le sens de la gravité (axe longitudinal); position horizontale couchée sur le ventre dans le sens de la gravité (axe sagittal temporaire); produit croisé pour déterminer l'axe transversal orthogonal au plan fait par les axes longitudinal et sagittal; nouveau produit croisé pour remettre l'axe sagittal orthogonal aux 2 autres.
- 4- Caisse instrumentée : direction de la gravité lorsque la caisse repose en position de départ, le fond sur le plancher (axe longitudinal); direction de la gravité lorsque

la caisse repose sur le côté droit, (axe transversal temporaire); produit croisé pour déterminer l'axe sagittal orthogonal au plan fait par les axes longitudinal et transversal; nouveau produit croisé pour remettre l'axe transversal orthogonal aux 2 autres.

Ces mouvements ou postures étaient réalisés 5 fois chacun et une moyenne des 5 essais a été prise pour déterminer les référentiels locaux. Ces référentiels ainsi que les longueurs segmentaires permettent de positionner les centres articulaires. Ensuite, les positions des centres de masses peuvent être déduites avec les données anthropométriques (Dumas, Chèze, & Verriest, 2007).

7. VARIABLES DÉPENDANTES

La vitesse moyenne de déplacement de la caisse, lorsqu'elle est tenue par les participants, de même que la vitesse maximale atteinte lors de chacune des conditions ont été calculées en utilisant un point sur la caisse. Les moments de force tridimensionnels ont été calculés à l'articulation L5/S1 pour tous les essais. L'erreur quadratique moyenne (eRMS), les coefficients de détermination (r^2), les ratios_{haut/bas} et les écarts maximums entre les 2 modèles ont été quantifiés, pour les moments en flexion/extension, en torsion, en flexion latérale et le moment résultant. Le ratio_{haut/bas} a été calculé en divisant le moment maximum du modèle à valider par le moment maximum du modèle critère et multiplié par 100. Donc, un ratio inférieur à 100 signifie que le modèle à valider sous-estime le moment à L5/S1 par rapport au modèle critère, alors qu'un ratio supérieur à 100 indique que le modèle à valider surestime le moment à L5/S1 par rapport au modèle critère.

8. ANALYSES STATISTIQUES

Une analyse de variance à mesures répétées (ANOVA) sur 2 facteurs (masse de la caisse et vitesse d'exécution) a été effectuée (NCSS 9) avec un niveau de signification à 0,05. Ceci avait pour but de déterminer l'effet de la masse de la caisse et l'effet de la vitesse

d'exécution sur l'eRMS, les corrélations, les ratios_{haut/bas} et les écarts maximums entre les 2 modèles. Avant d'effectuer ces analyses, les tests de normalité ont été effectués sur l'ensemble des variables. Les variables qui n'étaient pas distribuées normalement ont été normalisées par une méthode développée par Van Albada & Robinson (2006). Les tests statistiques ont été effectués avec ces données normalisées, mais les valeurs rapportées sont les données non-transformées.

TROISIÈME CHAPITRE

RÉSULTATS

La condition de vitesse de manutention a effectivement conduit à des vitesses moyennes et maximales de la caisse différentes (Tableau 3). En effet, la vitesse moyenne de la caisse pour la condition rapide (0,82 m/s) était 22% supérieure à celle de la condition lente (0,67 m/s). De plus, la vitesse maximale de la caisse pour la condition rapide (1,97 m/s) était 11% plus élevée à la condition lente (1,72 m/s). On remarque aussi un effet de masse et une interaction entre la vitesse et la masse sur la vitesse moyenne de la caisse. En effet, la majorité des participants ont manutentionné la caisse lourde plus lentement que la caisse légère. De plus, cet effet de masse est augmenté lorsque la vitesse augmente, provoquant l'interaction entre les facteurs.

Tableau 3

Effet des conditions sur la vitesse de la caisse. Les valeurs moyennes (étendues) sont rapportées pour tous les participants (n = 11)

	Vitesse de manutention		Masse de la boîte		Effet principal, valeur de p		
	Lente	Rapide	Légère	Lourde	Vitesse	Masse	M * V
Vitesse moyenne	0,67	0,82	0,77	0,71	0,000*	0,000*	0,038*
(m/s)	(0,51 - 0,75)	(0,61 - 0,98)	(0,62 - 0,98)	(0,51 - 0,90)			
Vitesse maximale	1,72	1,97	1,85	1,84	0,001*	0,714	0,160
(m/s)	(1,38 - 2,04)	(1,60 - 2,26)	(1,44 - 2,18)	(1,38 - 2,26)			

1. MOMENT RÉSULTANT

La comparaison du modèle du haut au modèle critère révèle, pour le moment résultant, que l'eRMS variait entre 9,9 Nm et 25,4 Nm, les coefficients de détermination entre 0,80 et 0,98 et l'erreur maximale entre 29 Nm et 142 Nm (Tableau 4). Les ratios_{haut/bas} démontrent qu'il n'y a pas d'erreur systématique d'estimation, tout comme le révèle l'exemple de la Figure 8. On se rend compte toutefois que le modèle à valider réagit différemment selon la condition de vitesse de manutention (Tableau 4). Toutefois, même si l'eRMS, le coefficient de détermination et l'écart maximal entre les 2 modèles sont

statistiquement différents selon la condition de vitesse, l'impact est surtout visible sur l'écart maximal, révélant un écart supérieur de 13 Nm (20%) en condition rapide de manutention.

Tableau 4

Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment résultant des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)

	Vitesse de manutention		Masse de la boîte		Effet principal, valeur de p		
	Lente	Rapide	Légère	Lourde	Vitesse	Masse	M * V
eRMS (Nm)	15,8 (9,9 - 24,9)	17,8 (11,1 - 25,4)	15,8 (9,9 - 23,8)	17,8 (11,9 - 25,4)	0,003*	0,309	0,055
r ²	0,93 (0,80 - 0,98)	0,93 (0,88 - 0,97)	0,93 (0,81 - 0,98)	0,93 (0,80 - 0,98)	0,002*	0,186	0,158
Différence	64	77	64	76	0,006*	0,079	0,222
maximale (Nm)	(29 - 142)	(49 - 113)	(29 - 102)	(49 - 142)			
Ratio (%)	101 (91 - 115)	101 (86 - 127)	101 (86 - 127)	101 (89 - 123)	0,463	0,544	0,721

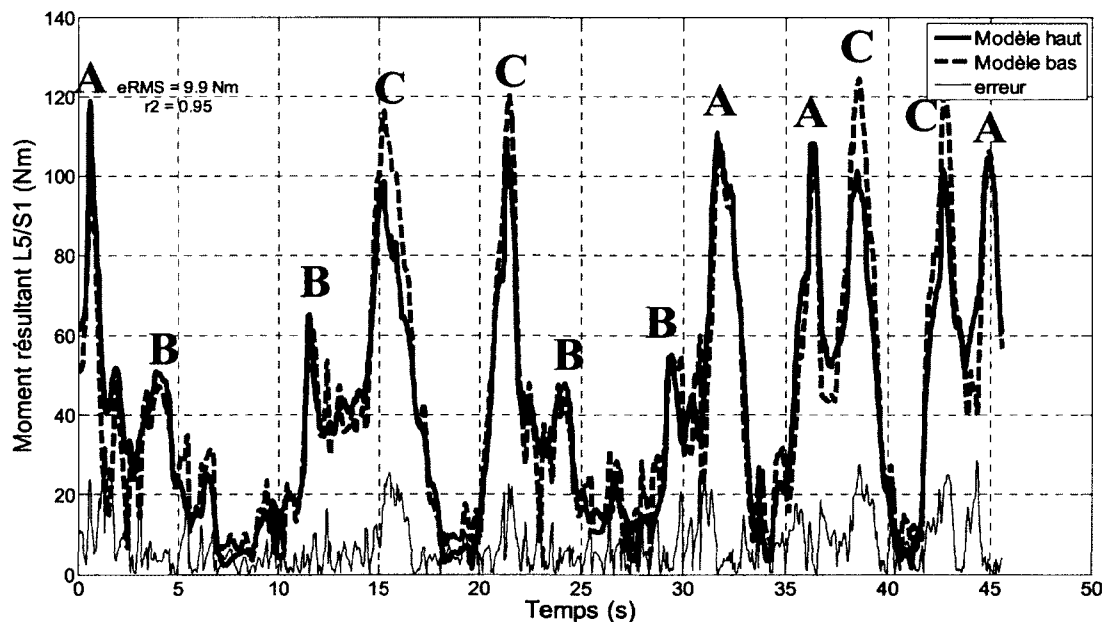


Figure 8 : Moment résultant à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne épaisse continue), du modèle du bas (Mbas - ligne épaisse pointillée) et la différence absolue entre les 2 modèles (ligne mince continue), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles. Les lettres au-dessus de chacun des maximums représentent l'étagère à laquelle le participant prend ou dépose la caisse (étagères A, C basses et étagère B haute)

2. MOMENT EN FLEXION-EXTENSION

Pour le moment en flexion-extension, on peut constater des similarités avec le moment résultant (Figure 9), probablement à cause de la plus grande contribution de celui-ci dans le moment résultant. En effet, on dénote le même effet de vitesse entre les 2 modèles (Tableau 5). L'eRMS varie entre 10,3 Nm et 34,8 Nm, le coefficient de détermination entre 0,81 et 0,98 et l'erreur maximum entre 34 Nm et 208 Nm. Les ratios_{haut/bas} indiquent une fois de plus qu'il n'y a pas de surestimation ou de sous-estimation par le modèle à valider. Un moment positif indique un moment en extension alors qu'un moment négatif implique un moment en flexion.

Tableau 5

Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en flexion-extension des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)

	Vitesse de manutention		Masse de la boîte		Effet principal, valeur de p		
	Lente	Rapide	Légère	Lourde	Vitesse	Masse	M * V
eRMS (Nm)	18,5 (10,3 - 28,2)	21,0 (13,1 - 34,8)	18,4 (10,3 - 27,2)	21,1 (12,9 - 34,8)	0,005*	0,097	0,978
r ²	0,94 (0,83 - 0,98)	0,94 (0,81 - 0,97)	0,94 (0,83 - 0,98)	0,94 (0,81 - 0,98)	0,027*	0,586	0,432
Différence	75	90	73	92	0,024*	0,134	0,827
maximale (Nm)	(34 - 134)	(52 - 208)	(34 - 104)	(59 - 208)			
Ratio (%)	102 (92 - 115)	102 (86 - 128)	102 (86 - 128)	102 (89 - 125)	0,592	0,606	0,577

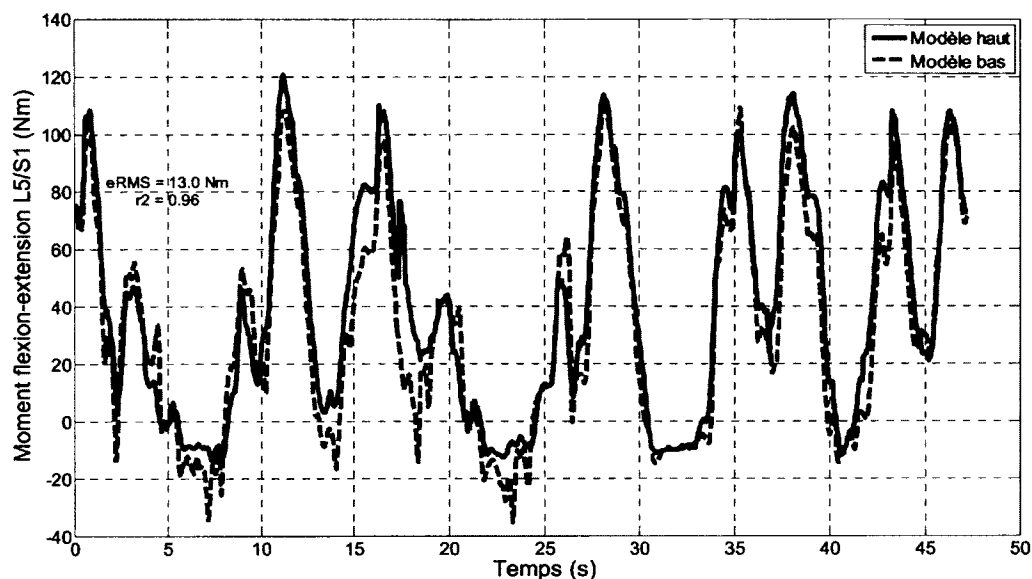


Figure 9 : Moment en flexion-extension à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles

3. MOMENT EN FLEXION LATÉRALE

Pour le moment en flexion latérale, l'eRMS variait entre 8,1 Nm et 28,2 Nm, les coefficients de détermination entre 0,34 et 0,90 et l'erreur maximale entre 33 Nm et 140 Nm (Tableau 6). La performance du modèle du haut pour estimer le moment en flexion latérale est donc moins bonne, comme le révèlent les indices de performance moins élevés. La valeur moyenne des ratios haut/bas suggère que le modèle du haut sous-estime de manière considérable les moments en flexion latérale comparativement au modèle du bas (Tableau 6). Par ailleurs, on se rend compte que le modèle à valider répond différemment selon la condition de vitesse de manutention et de masse de la boîte d'après l'eRMS et la différence maximale entre les modèles (Tableau 6), celles-ci étant plus élevées pour les conditions de vitesse rapide et de masse de caisse lourde. Un moment positif indique un moment vers la droite, alors qu'un moment négatif implique un moment vers la gauche (Figure 10).

Tableau 6

Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en flexion latérale des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)

	Vitesse de manutention		Masse de la boîte		Effet principal, valeur de p		
	Lente	Rapide	Légère	Lourde	Vitesse	Masse	M * V
eRMS (Nm)	14,5 (8,1 - 22,5)	17,4 (8,8 - 28,2)	15,0 (8,1 - 24,8)	16,9 (8,2 - 28,2)	0,000*	0,005*	0,749
r ²	0,73 (0,52 - 0,88)	0,70 (0,34 - 0,90)	0,73 (0,52 - 0,88)	0,70 (0,34 - 0,90)	0,265	0,232	0,928
Différence maximale (Nm)	63 (33 - 99)	82 (34 - 140)	66 (33 - 123)	79 (38 - 140)	0,001*	0,015*	0,443
Ratio (%)	55 (21 - 135)	49 (9 - 119)	51 (20 - 135)	53 (9 - 119)	0,346	0,827	0,190

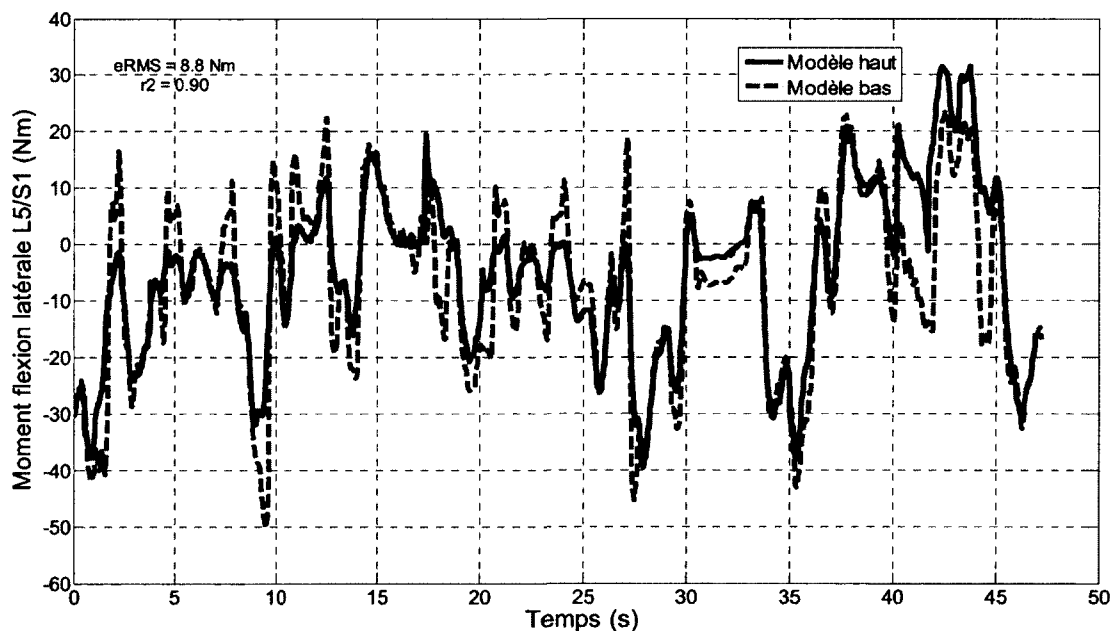


Figure 10 : Moment en flexion latérale à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai d'un participant avec une coïncidence des modèles

4. MOMENT EN TORSION

Pour le moment en torsion, l'eRMS variait entre 2,4 Nm et 8,7 Nm, les coefficients de détermination entre 0,31 et 0,86 et la différence maximale entre 9 Nm et 107 Nm (Tableau 7). On constate en analysant les ratios_{haut/bas}, qui se situent entre 124 et 138, que le modèle à valider surestime le moment de torsion (Figure 11). On se rend compte encore une fois que le modèle à valider performe moins bien avec la vitesse rapide de manutention et la masse lourde de la caisse (Tableau 7). Un moment positif indique un moment vers la gauche, alors qu'un moment négatif implique un moment vers la droite.

Tableau 7

Valeurs moyennes (étendues) des variables utilisées pour comparer le moment en torsion des 2 modèles selon les conditions de vitesse de manutention et de masse de la boîte ainsi que les résultats statistiques des 3 effets principaux (n = 11)

	Vitesse de manutention		Masse de la boîte		Effet principal, valeur de p		
	Lente	Rapide	Légère	Lourde	Vitesse	Masse	M * V
eRMS (Nm)	4,3 (2,4 - 7,0)	5,5 (3,5 - 8,7)	4,1 (2,4 - 7,9)	5,7 (3,6 - 8,7)	0,001*	0,001*	0,827
r ²	0,60 (0,31 - 0,86)	0,66 (0,37 - 0,86)	0,65 (0,36 - 0,85)	0,62 (0,31 - 0,86)	0,025*	0,446	0,650
Différence maximale (Nm)	20 (9 - 88)	24 (10 - 107)	16 (9 - 33)	28 (14 - 107)	0,559	0,032*	0,848
Ratio (%)	133 (67 - 269)	129 (23 - 196)	124 (67 - 203)	138 (23 - 269)	0,389	0,033*	0,581

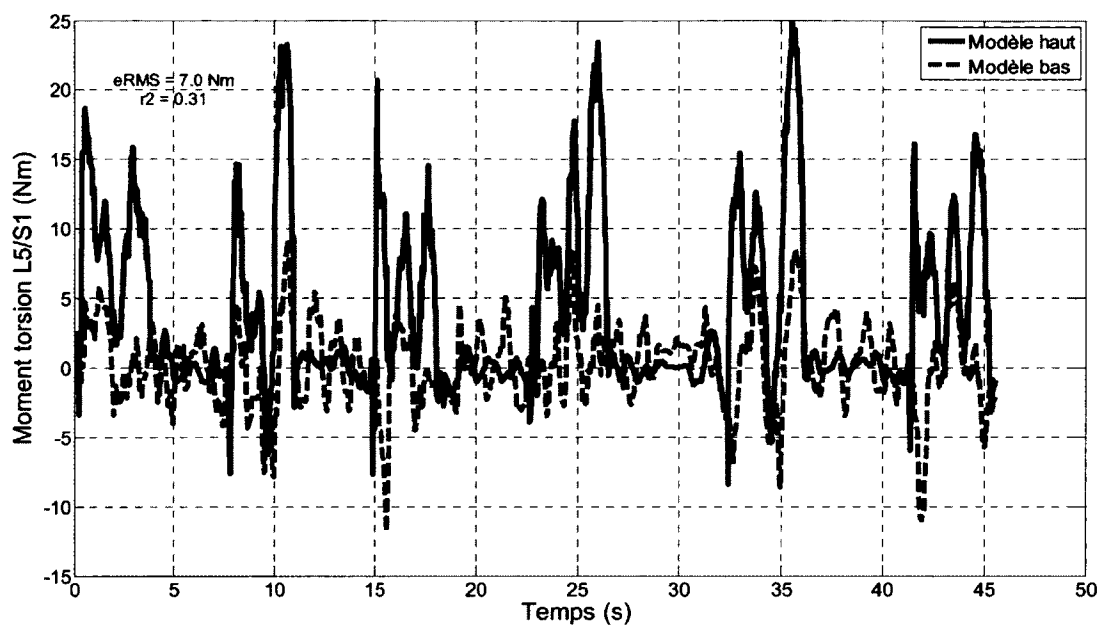


Figure 11 : Moment en torsion à L5/S1 du modèle du haut (Mhaut - ligne continue) et du modèle du bas (Mbas - ligne pointillée), pour un essai avec une plus grande différence entre les modèles

QUATRIÈME CHAPITRE

DISCUSSION

L'objectif de cette étude était de documenter la validité d'un modèle à segments liés du haut du corps n'utilisant que l'orientation des segments des membres supérieurs et du dos par rapport à un modèle critère du bas du corps utilisant l'orientation et la position des segments pour l'estimation des moments à L5/S1. L'erreur a été détaillée sur les moments résultants, en flexion latérale, en torsion et en flexion-extension. Les approches ont été comparées avec des coefficients de détermination, les eRMS, les écarts maximums et les ratios_{haut/bas} entre les valeurs maximales. On constate que les coefficients de détermination sont élevés pour le moment résultant et le moment d'extension (supérieurs à 0,8), que les eRMS sont relativement basses (moins de 25 Nm), que les ratios se situent en moyenne autour de 100% et que les erreurs maximales montrent des erreurs qui peuvent être assez élevées pour le moment résultant. Le modèle performe donc bien dans une variété de tâches comprenant des levers et des abaissements de caisse. Cependant, il semble que la vitesse de manutention et la masse de la caisse augmentent significativement l'erreur entre les 2 modèles (respectivement 12,7% et 15,5% sur le moment résultant). On dénote également un effet de masse pour les moments en torsion et en flexion latérale. Les sections qui suivent compareront les résultats de la présente étude à ceux d'études antérieures et tenteront d'expliquer les effets de vitesse et de masse de caisse observés.

1. COMPARAISON AVEC LA LITTÉRATURE

Les résultats obtenus dans cette étude se rapprochent des résultats obtenus dans d'autres études comparant différents modèles biomécaniques (Tableau 8). Lorsque comparé avec les résultats de Plamondon, Gagnon, & Desjardins (1996), le modèle du haut de la présente étude semble estimer les moments en torsion de façon comparable, mais de façon moins précise pour les moments en flexion latérale et en flexion-extension. Dans cette étude, seul un participant (un essai) a été analysé pour une condition de vitesse normale, soit entre 0,70 et 0,88 m/s, et pour une condition de vitesse imposée plus rapide,

soit entre 1,00 et 1,53 m/s (environ 50% d'augmentation). Avec cette différence de vitesse, qui n'est pas décrite précisément, les auteurs rapportent une augmentation de 80% de l'eRMS pour le moment en flexion-extension. Le participant a effectué des levers d'une caisse de 9,6 kg et les moments étaient comparés entre un modèle à segment liés du bas (modèle étalon) et un modèle à segments liés du haut. La cinématique des segments a été mesurée avec l'orientation et la position des segments et les paramètres segmentaires utilisés sont ceux rapportés par Zatsiorsky & Seluyanov (1991). Le modèle du bas comportait 7 segments (les pieds, les jambes, les cuisses et le bassin), alors que le modèle du haut en comportait 8 (les mains, les avant-bras, les bras, la tête et le tronc).

Tableau 8

Résumé comparatif des eRMS (Nm) et des coefficients de détermination (r^2) pour les moments en torsion, en flexion latérale et en flexion-extension de la présente étude et d'autres études ayant quantifié l'erreur entre 2 modèles

	Torsion			Flexion latérale			Flexion-extension		
	RMS	RMS max	r^2	RMS	RMS max	r^2	RMS	RMS max	r^2
Modèle haut	4,9	8,7	0,63	15,9	28,2	0,71	19,8	34,8	0,94
Plamondon et al., 1996	5	24	0,58	6	22	0,92	9	38	0,98
Kingma et al., 1996	5,2	13,2	0,86	8,6	20,5	0,50	6,9	23,7	0,98
Larivière & Gagnon, 1998	8	n.d.	n.d.	8	n.d.	n.d.	15	78	n.d.
Abdoli-Eramaki et al., 2009	1,3	2,4	0,81	7,4	14,7	0,90	9,5	24,2	0,88
Xu et al., 2012	22	36	0,55	35	57	0,94	12	19	0,53
Iiono et al., 2012	3	7	n.d.	7	11	n.d.	8	15	n.d.
Moyenne	7,1	15,2	0,69	12,6	25,6	0,79	11,5	33,2	0,86

Lorsque l'on compare les résultats obtenus avec ceux de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996), on constate que les estimations des moments en torsion sont aussi semblables et que les erreurs sur les moments en flexion latérale et en flexion-extension sont plus grandes pour le modèle présenté dans la présente étude. Dans l'étude

de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996), il y avait 6 participants de sexe masculin qui ont effectué des levers dans le plan sagittal avec un haltère de 5 kg à vitesse choisie par les participants et à vitesse rapide (vitesses non rapportées et moments à ces différentes vitesses non rapportés). Ils ont comparé un modèle à segments liés du bas (modèle étalon) à un modèle à segments liés du haut. La cinématique des segments a été mesurée avec l'aide de la position et de l'orientation des segments. Les paramètres segmentaires utilisés dans cette étude étaient ceux de McConville, Churchill, Kaleps, Clauser, & Cuzzi (1980; cité dans Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen, 1996). Pour le modèle du bas, il y avait donc 7 segments soit le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds. Quant au modèle du haut, il y avait 6 segments, soit la tête, le thorax/cou, les bras et les avant-bras.

Larivière & Gagnon (1998), quant à eux, ont comparé un modèle à dynamique inverse du bas (modèle critère) à un modèle à dynamique inverse du haut utilisant la position et l'orientation des segments lors de tâches symétriques et asymétriques. Le modèle du bas comprenait 7 segments (le bassin, les cuisses, les jambes et les pieds) et le modèle du haut 9 segments (les mains, les avant-bras, les bras, la tête, le haut du tronc et le bas du tronc). Il y avait un participant homme qui devait faire des tâches statiques et dynamiques avec une charge allant jusqu'à 6,8 kg (seulement les résultats pour les tâches dynamiques ont été rapportés dans le tableau 8). Le participant a manutentionné les charges avec une vitesse lente et une vitesse rapide (valeurs de vitesses non rapportées). Une augmentation de 3% de l'erreur absolue sur le moment en flexion-extension a été constatée entre les 2 conditions de vitesses. Ce modèle semble performer moins bien que celui présenté ici pour les moments en torsion, mais mieux performer pour les moments en flexion latérale et en flexion extension.

Abdoli-Eramaki, Stevenson, Agnew, & Kamalzadeh (2009) ont réalisé le même genre d'étude, soit de comparer 2 modèles biomécaniques afin de quantifier l'erreur entre ces modèles. Il est à noter que cette étude est la seule répertoriée qui compare 2 modèles du haut, mais d'approches différentes. En effet, ils ont comparé un modèle à segments liés du haut avec une approche similaire à celle de Plamondon, Gagnon, & Desjardins (1996) et

un modèle virtuel 3D. Le modèle virtuel à valider comportait 9 segments, soit la tête/cou, le tronc, le bassin, les bras, les avant-bras et les mains. La cinématique a été mesurée avec l'orientation et la position des segments et de la boîte et les paramètres segmentaires proviennent des tables fournies par Winter (1990). Un participant masculin a manutentionné les charges de 5 kg, 15 kg et 25 kg avec une vitesse autodéterminée. Les résultats obtenus suggèrent une très bonne estimation des moments à L4/L5 avec des eRMS moyennes inférieures à 10 Nm et des coefficients de détermination supérieurs à 0,8.

Xu, Chang, Faber, Kingma, & Dennerlein (2012) ont comparé 2 méthodes d'analyses des données avec le même modèle biomécanique du haut de Kingma, de Looze, Toussaint, Klijnsma, & Bruijnen (1996). Ce modèle comportait 6 segments (la tête, le thorax/cou, les bras et les avant-bras). L'étude est intéressante et pertinente en ce sens qu'elle présente une méthode simplifiée pour l'estimation des chargements au bas du dos, dans le but de développer une méthode ambulatoire. Dans cette étude, 11 hommes ont manutentionné des charges de 9 kg et de 15 kg dans le plan sagittal et à vitesse choisie (non rapportée). Afin de simplifier l'analyse, ils ont utilisé seulement 3 images de levers et ont interpolé les images manquantes avec une fonction spline. Les eRMS qu'ils ont obtenues pour les moments en torsion et en flexion latérale sont beaucoup plus élevées que le modèle du haut de la présente étude, quoique les coefficients de détermination soient similaires. Finalement, l'eRMS sur le moment en flexion-extension est plus petite que ce modèle, mais avec un coefficient de détermination inférieur. Les paramètres segmentaires utilisés dans cette étude sont ceux de McConville, Churchill, Kaleps, Clauser, & Cuzzi (1980).

La dernière étude présentée comme base de comparaison est celle de Iiono & Kojima (2012). Dans cette étude, 9 hommes ont effectué des mouvements 3D du tronc rapides (vitesse non rapportée) et en grande amplitude, sans charge externe. Ils ont comparé un modèle à segments liés du bas et un modèle à segments liés du haut (approche de Hof, 1992) en variant 3 modèles de régression linéaire différents pour les paramètres inertiels (Ae, Tang, & Yokoi, (1992); De Leva, 1996; Dumas, Chèze, & Verriest, 2007), qui utilisent un nombre différent de segments. Les eRMS présentées dans cette étude sont

toutes plus petites que celles présentées dans la présente étude (eRMS moyennes inférieures à 10 Nm).

Finalement, lorsque l'on compare les erreurs du modèle ci-présent à la moyenne de l'ensemble des études dans le tableau 8, on se rend compte qu'elles sont très semblables en termes d'amplitude d'erreur et de coefficient de détermination. Par contre, on se rend tout de même compte que les erreurs sur les moments en flexion latérale et en flexion-extension sont légèrement plus élevées que la moyenne des études. L'erreur aléatoire obtenue sur ces variables permet d'estimer les moments résultants avec confiance sur une population, mais plus difficilement sur des individus. Afin de simplifier le modèle biomécanique et, ainsi, l'instrumentation portée par les participants, le tronc a été modélisé en un seul segment, comprenant le tronc, la tête et le cou. À titre comparatif, les autres études citées dans les paragraphes précédents vont de 2 (tronc et tête/cou) à 5 segments (tête, cou, tronc haut, tronc moyen et tronc bas) pour le haut du corps. Il est donc possible, selon la technique employée par les participants, que des mouvements ne soient pas décelés par le modèle, accentuant ainsi les erreurs entre les modèles. De plus, l'estimation des paramètres inertiels du tronc ainsi que les centres articulaires des épaules sont plus difficiles à déterminer comparativement au modèle du bas. En somme, le segment tête/cou/tronc est considéré comme un segment rigide, alors qu'en réalité c'est le segment le moins rigide du corps humain. Toutefois, ces simplifications dans le modèle et, donc, dans l'instrumentation, permettent de rendre la méthode plus facile d'utilisation pour des applications sur le terrain. Donc, dans les conditions actuelles de technologies et de méthodes ambulatoires validées, un compromis est nécessaire afin d'analyser des données dans des conditions réelles de travail.

Par ailleurs, des effets de masse significatifs ont été observés sur les moments en torsion et en flexion latérale. Le fait d'utiliser un modèle à segments liés n'utilisant que l'orientation des segments peut amener des erreurs plus ou moins grandes d'asymétries entre les 2 côtés de la chaîne sur la position des forces externes (caisse) à chacune des mains. En effet, les erreurs d'orientation et de positionnement se cumulent en remontant la chaîne de segments liés, car les segments subséquents sont dépendants des segments

antérieurs. Donc, lorsque la masse de la caisse augmente, l'impact d'une erreur sur l'estimation de sa position est plus important sur le moment. Cet effet de masse peut aussi être engendré en partie par le fait que les participants ont manutentionné la caisse lourde différemment de la caisse légère. Ils ont manutentionné la caisse lourde plus lentement et se sont déplacés plus rapidement entre les levers, probablement pour des mesures de sécurité. Cela peut avoir provoqué des moments maximums inférieurs, car la vitesse de manutention était plus lente. Un autre point pouvant avoir contribué à augmenter l'effet de masse (ou une erreur sur l'estimation de sa position par rapport à L5/S1) est que les participants dans la présente étude avaient à manutentionner des caisses de 7,7 kg et de 15,6 kg, soit une masse plus élevée et une plus grande différence entre la caisse lourde et la caisse légère que plusieurs études présentées dans le tableau 8. En effet, seulement l'étude de Abdoli-Eramaki, Stevenson, Agnew, & Kamalzadeh (2009) rapporte avoir utilisé une masse de caisse plus élevée (5 kg, 15 kg et 25 kg). Sinon, la majorité des études rapportent des charges à manutentionner inférieures à 10kg, pouvant même aller jusqu'à aucune charge externe.

2. FORCES DE L'ÉTUDE

Afin de simuler le plus possible un environnement de travail réel, la tâche à accomplir a été créée avec une variété de mouvements enchaînés, plutôt que réalisés séparément. Effectivement, les participants de la présente étude ont eu à effectuer, dans l'ordre, un lever vers la gauche, un abaissement vers la gauche, un lever vers la droite, un abaissement vers la droite et un transfert horizontal aller-retour. Les étagères A, B et C, tel qu'indiqué sur la figure 4, étaient distantes de 1 m à 1,4 m. Ainsi, les participants avaient à se déplacer avec et sans la boîte, car ils devaient revenir entre chaque manutention à l'arrière du montage, soit entre l'étagère A et C. De plus, contrairement aux autres études, les moments ont aussi été estimés lorsque les participants se déplaçaient entre les stations sans la charge. Finalement, la vitesse a été variée de 22% et la masse de la caisse a varié du double.

Au niveau des participants, l'ensemble des études présentées à titre comparatif ont rapporté les résultats pour une moyenne de 6 participants, dont 3 n'en avaient qu'un seul. De plus, aucune de ces études n'avaient de participantes. Tel que démontré par Plamondon et al. (sous presse), les femmes manutentionnent les charges différemment des hommes et le chargement relatif à leur poids corporel peut être plus élevé. De plus, les participants de la présente étude ont une grande étendue des paramètres anthropométriques, avec une taille qui varie entre 1,61 m et 1,87 m, la masse entre 52 et 83 kg et l'IMC entre 18,9 kg/m² et 27,4 kg/m². La variation de l'ensemble de ces paramètres a permis de faire varier davantage le chargement et de quantifier l'erreur sur une plus grande étendue de chargements.

Pour ce qui est de l'instrumentation, les 3 plateformes de force réunies ont permis de créer une grande surface de travail permettant des déplacements de plus grande envergure. De plus, une caisse instrumentée a été utilisée pour mesurer directement les forces aux mains, plutôt que de les estimer par dynamique inverse à partir des plateformes de force ou en sachant le poids de la caisse et son accélération via le système optoélectronique. Comme cette dernière instrumentation ne sera pas disponible en dehors du laboratoire pour des analyses terrain, la caisse instrumentée a été jugée plus appropriée pour tester le modèle. Finalement, l'utilisation du système optoélectronique pour simuler des senseurs inertiels et pour la cinématique du bas du corps a permis de minimiser l'erreur due à l'incertitude sur l'instrumentation entre les 2 modèles.

3. LIMITES DE L'ÉTUDE

Il est à noter que le modèle critère n'est pas parfait. En effet, il est connu qu'un modèle du bas est moins sensible à certains paramètres qui affectent un modèle du haut, comme par exemple les paramètres inertiels du tronc (Plamondon, Gagnon, & Desjardins, 1996), ce qui explique le choix du modèle du bas comme modèle critère.

Dans cette étude, l'objectif était de quantifier l'erreur du modèle biomécanique seulement. Afin d'estimer les moments à L5/S1 dans un contexte hors du laboratoire, il sera nécessaire de le faire avec l'instrumentation adaptée à cet environnement. En effet, des senseurs inertiels (accéléromètres, gyroscopes et magnétomètres) devront être utilisés afin d'obtenir l'orientation des segments de façon ambulatoire (Luinge & Veltink, 2005). Cependant, ces senseurs, malgré le fait qu'ils soient portables, sont des instruments de mesure relativement instables. Récemment, Kim & Nussbaum (2013) ont réalisé une étude de validation d'un modèle exploitant des senseurs inertiels. Ils ont recruté 14 participants (dont 3 femmes), pour effectuer une série de tâches de manutention variées, soit des levers, des abaissements, des transports et des tirer/pousser. Des erreurs moyennes allant jusqu'à 20 Nm ont été rapportées. Aussi, les auteurs n'ont pas encore testé leur instrumentation dans des champs magnétiques variables, ce qui aurait très certainement contribué à augmenter les erreurs des systèmes inertiels (Plamondon et al., 2007). Kim & Nussbaum (2013) comparent leurs résultats à l'étude de Faber, Kingma, & van Dieen (2010), qui ont obtenu des erreurs moyennes maximums de 47,6 Nm. Ces derniers n'ont utilisé que l'orientation des segments, mais avec des senseurs simulés avec un système optoélectronique pour un modèle biomécanique du bas. Il convient toutefois de rappeler que, dans l'étude de Faber, Kingma, & van Dieen (2010), seulement des levers dans le plan sagittal ont été effectués et que les forces et la cinématique n'ont été mesurés que d'un seul côté. En effet, la symétrie entre les 2 segments du bas du corps a été assumée et on peut donc supposer que les erreurs pour les moments en flexion latérale et en torsion ont été largement atténuées.

4. PISTES À EXPLORER

Selon les derniers paragraphes, il est inévitable qu'il faudra tester, dans un avenir rapproché, la méthode d'estimation des moments à L5/S1 avec l'instrumentation ambulatoire, soit les senseurs inertiels. On peut s'attendre à des erreurs plus élevées, étant donné que ces senseurs sont plutôt instables et qu'ils ont une dérive dans le temps.

Pour ce qui est de la méthode en tant que tel, il est connu que les modèles à segments liés cumulent les erreurs en remontant la chaîne des segments. Tel que mentionné ci-haut, il se pourrait que les erreurs se cumulent de façon asymétrique entre les 2 membres supérieurs et que cela conduise à des erreurs plus grandes en torsion et en flexion latérale. Alors, étant donné que la distance entre les 2 poignets est connue, car les participants sont contraints de tenir la caisse par les poignées dynamométriques, il serait possible de corriger, en partie du moins, ces erreurs cumulées en forçant cette distance constante entre les poignets.

Tel que mentionné précédemment, les paramètres inertiels du tronc représentent une source d'erreur considérable. Dans la présente étude, le tronc a été modélisé en un seul segment, soit avec la tête et le cou pour des fins de simplification afin de tendre vers un modèle viable sur le terrain (moins de senseurs inertiels). Cette simplification pourrait amener des erreurs d'estimation des moments, principalement en torsion et en flexion latérale. De plus, la position des centres de masses segmentaires et les moments d'inerties segmentaires sont calculés via les tables de Dumas, Chèze, & Verriest (2007), à partir des longueurs segmentaires prises avec un anthropomètre, une source d'erreur considérable. Ces 2 sources d'erreur pourraient avoir une influence sur les résultats et devraient être investiguées pour éventuellement les corriger ou les atténuer, si cela s'avère être le cas.

Une dernière amélioration possible du modèle serait de vérifier le cumul de l'erreur de position sur les centres articulaires. Une façon de faire serait de comparer avec le bras de levier entre L5/S1 et les poignets obtenus en utilisant les orientations et ceux obtenus avec la méthode optoélectronique. Si cette erreur s'avère importante, il pourrait être possible de remonter la chaîne et d'identifier le centre articulaire qui cause problème pour tenter de le corriger.

CINQUIÈME CHAPITRE

CONCLUSION

Un modèle à segments liés du haut du corps a été proposé dans cette étude et comparé à un modèle traditionnel du bas utilisant la position et l'orientation des segments. L'erreur entre les modèles a été quantifiée en termes d'eRMS, de coefficient de détermination, d'erreur maximum et de $\text{ratio}_{\text{haut/bas}}$. En général, on se rend compte que le modèle performe relativement bien avec une eRMS moyenne de 17 Nm (13%) pour l'ensemble des participants sur le moment résultant, ainsi qu'un coefficient de détermination moyen à 0.93. Les erreurs peuvent être par moment plus élevées, avec des eRMS maximums pour le moment résultant pouvant aller jusqu'à 142 Nm. Cependant, les $\text{ratios}_{\text{haut/bas}}$ pour les moments résultants, qui se situent en moyenne autour de 100%, nous renseignent que l'estimation des moments pour un échantillon d'une population semble juste, mais l'étendue de ces ratios suggère qu'il faut demeurer prudent dans l'interprétation des résultats d'un seul participant. Finalement, il semble que les erreurs entre les 2 modèles soient plus élevées lorsque la vitesse de manutention augmente (13%). On peut donc conclure que ce modèle du haut du corps n'utilisant que l'orientation des segments est satisfaisant pour l'élaboration d'une méthode d'estimation des chargements au bas du dos de façon ambulatoire. De plus, sa polyvalence pourrait très certainement en faire un excellent outil d'évaluation clinique. En effet, l'utilisation d'une caisse instrumentée et de senseurs inertiels avec le modèle proposé pourrait servir tel quel afin d'évaluer les chargements au bas du dos pour les physiothérapeutes, ergonomes, etc.

RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Abdoli-Eramaki, M., Stevenson, J. M., Agnew, M. J., & Kamalzadeh, A. (2009). Comparison of 3D dynamic virtual model to link segment model for estimation of net L4/L5 reaction moments during lifting. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(2), 227-237.
- Ae, M., Tang, H., & Yokoi, T. (1992). Estimation of inertia properties of the body segments in Japanese athletes (in Japanese). In the Society of Biomachanism (Eds.), *Biomechanism*, 11, 22-33.
- Andrews, D. M., & Callaghan, J. P. (2003). Determining the minimum sampling rate needed to accurately quantify cumulative spine loading from digitized video. *Applied Ergonomics*, 34(6), 589-595.
- Arjmand, N., Gagnon, D., Plamondon, A., Shirazi-Adl, A., & Larivière, C. (2009). Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. *Clinical Biomechanics*, 24(7), 533-541.
- Balogh, I., Orbaek, P., Winkel, J., Nordander, C., Ohlsson, K., & Ektor-Andersen, J. (2001). Questionnaire-based mechanical exposure indices for large population studies-reliability, internal consistency and predictive validity. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 27(1), 41-48.
- Baten, C. T. M., Oosterhoff, P., de Looze, M. P., Dolan, P., Veltink, P. H., & Hermens, H. J. (1996). Ambulatory back load estimation-validation in lifting. 11th Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology, Enschede, Roessingh Research and Development b.v. 215-216.
- Bot, S. D., Terwee, C. B., van der Windt, D. A., Feleus, A., Bierma-Zeinstra, S. M., Knol, D. L., . . . Dekker, J. (2004). Internal consistency and validity of a new physical workload questionnaire. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(12), 980-986.
- Cappozzo, A., Catani, F., Croce, U. D., & Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement : anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*, 10, 171-178.
- Chang, C. C., Hsiang, S. M., Dempsey, P. G., & McGorry, R. W. (2003). A computerized video coding system for biomechanical analysis of lifting tasks. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 32(4), 239-250.

- Chang, C. C., McGorry, R. W., Lin, J. H., Xu, X., & Hsiang, S. M. (2010). Prediction accuracy in estimating joint angle trajectories using a video posture coding method for sagittal lifting tasks. *Ergonomics*, 53(8), 1039-1047.
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. R., Faber, G. S., Xu, X., Bongers, P. M., & van Dieen, J. H. (2011). Estimation of low back moments from video analysis: a validation study. *Journal of Biomechanics*, 44(13), 2369-2375.
- De Leva, P. (1996). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29, 1223-1230.
- Delisle, A., Marchand, J., Choquet, D., Plamondon, A., Gagnon, D., Larivière, C., . . . Michaud, F. (2011). Predicting the lumbar moment from trunk kinematics and electromyography : Multiple linear regression or artificial neural network? *ISB*, Brussels.
- de Looze, M. P., Toussaint, H. M., van Dieen, J. H., & Kemper, H. C. (1993). Joint moments and muscle activity in the lower extremities and lower back in lifting and lowering tasks. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1067-1076.
- Dolan, P., & Adams M. A. (1993). The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics*, 26(4-5), 513-522.
- Dolan, P., Mannion, F., & Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *Journal of Biomechanics*, 27(8), 1077-1085.
- Dolan, P., Kingma, I., van Dieen, J. H., de Looze, M. P., Toussaint, H. M., Baten, C. T., & Adams, M. A. (1999). Dynamic forces acting on the lumbar spine during manual handling. Can they be estimated using electromyographic techniques alone? *Spine*, 24(7), 698-703.
- Dolan, P., Kingma, I., de Looze, M. P., van Dieen, J. H., Toussaint, H. M., Baten, C. T., & Adams, M. A. (2001). An EMG technique for measuring spinal loading during asymmetric lifting. *Clinical Biomechanics*, 16(suppl 1), S17-24.
- Dumas, R., Chèze, L., & Verriest, J. P. (2007). Adjustments to McConville et al. body segment inertial parameters. *Journal of biomechanics*, 40(3), 543-553.
- Dutta, T., Holliday, P. J., Gorski, S. M., Baharvandy, M. S., & Fernie, G. R. (2012). A biomechanical assessment of floor and overhead lifts using one or two caregivers for patient transfers. *Applied ergonomics*, 43(3), 521-531.

Faber, G. S., Kingma, I., Kuijer, P. P., van der Molen, H. F., Hoozemans, M. J., Frings-Dresen, M. H., & van Dieen, J. H. (2009). Working height, block mass and one- vs. two-handed block handling : the contribution to low back and shoulder loading during masonry work. *Ergonomics*, 52(9), 1104-1118.

Faber, G. S., Kingma, I., & van Dieen, J. H. (2010). Bottom-up estimation of joint moments during manual lifting using orientation sensors instead of position sensors. *Journal of Biomechanics*, 43(7), 1432-1436.

Gagnon, D., Larivière, C., & Loisel, P. (2001). Comparative ability of EMG, optimization, and hybrid modelling approaches to predict trunk muscle forces and lumbar spine loading during dynamic sagittal plane lifting. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 359-372.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995a). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1995b). An EMG-assisted model of trunk loading during free-dynamic lifting. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1309-1317.

Granata, K. P., & Marras, W. S. (1999). Relation between spinal load factors and the high-risk probability of occupational low-back disorder. *Ergonomics*, 42(9), 1187-1199.

Hildebrandt, V. H., Bongers, P. M., van Dijk, F. J., Kemper, H. C., & Dul, J. (2001). Dutch Musculoskeletal Questionnaire : description and basic qualities. *Ergonomics*, 44(12), 1038-1055.

Hof, A. L. (1992). An explicit expression for the moment in multibody systems. *Journal of biomechanics*, 25(10), 1209-1211.

Hollmann, S., Klimmer, F., Schmidt, K. H., & Kylian, H. (1999). Validation of a questionnaire for assessing physical work load. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 25(2), 105-114.

Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., . . . Bouter, L. M. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain : results of a prospective cohort study. *Spine*, 25(23), 3087-3092.

Hoozemans, M. J., Kingma, I., de Vries, W. H., & van Dieen, J. H. (2008). Effect of lifting height and load mass on low back loading. *Ergonomics*, 51(7), 1053-1063.

- Hou, Y., Zurada, J., & Karwowski, W. (2004). Prediction of dynamic forces on lumbar joint using a recurrent neural network model. Paper presented at the international joint conference on neural networks. p. 360–365.
- Hsiang, S. M., Brogmus, G. E., Martin, S. E., & Bezverkhny, I. B. (1998). Video based lifting technique coding system. *Ergonomics*, 41(3), 239-256.
- Iino, Y., & Kojima T. (2012). Validity of the top-down approach of inverse dynamics analysis in fast and large rotational trunk movements. *Journal of applied Biomechanics*, 28(4), 420-430.
- Kim, S., & Nussbaum, M. A. (2013). Performance evaluation of a wearable inertial motion capture system for capturing physical exposures during manual material handling tasks. *Ergonomics*, 56(2), 314-326.
- Kingma, I., de Looze, M., Toussaint, H., Klijnsma, H., & Bruijnen T. (1996). Validation of a full body 3-D dynamic linked segment model. *Human movement science*, 15, 833-860.
- Kingma, I., Baten, C., Dolan, P., Toussaint, H. M., van Dieen, J. H., de Looze, M. P., & Adams, M. A. (2001). Lumbar loading during lifting: a comparative study of three measurement techniques. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(5), 337-345.
- Kingma, I., & van Dieen, J. H. (2004). Lifting over an obstacle: effects of one-handed lifting and hand support on trunk kinematics and low back loading. *Journal of Biomechanics*, 37(2), 249-255.
- Larivière, C., & Gagnon, D. (1998). Comparison between two dynamic methods to estimate triaxial net reaction moments at the L5/S1 joint during lifting. *Clinical Biomechanics*, 13(1), 36-47.
- Lavender, S. A., Li, Y. C., Andersson, G. B., & Natarajan, R. N. (1999). The effects of lifting speed on the peak external forward bending, lateral bending, and twisting spine moments. *Ergonomics*, 42(1), 111-125.
- Luinge, H. J., & Veltink, P. H. (2005). Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 43(2), 273-282.
- Luinge, H. J., Veltink, P. H., & Baten, C. T. (2007). Ambulatory measurement of arm orientation. *Journal of biomechanics*, 40(1), 78-85.

- Marras, W. S., & Mirka, G. A. (1990). Muscle activities during asymmetric trunk angular accelerations. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(6), 824-832.
- McConville J. T., Churchill, T. D., Kaleps, I., Clauser, C. E., & Cuzzi, I. (1980). Anthropometric relationships of body and body segment moments of inertia. *Air Force Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force base*.
- McGill, S. M. (1997). The biomechanics of low back injury : implications on current practice in industry and the clinic. *Journal of Biomechanics*, 30(5), 465-475.
- Mientjes, M. I., Norman, R. W., Wells, R. P., & McGill S. M. (1999). Assessment of an EMG-based method for continuous estimates of low back compression during asymmetrical occupational tasks. *Ergonomics*, 42(6), 868-879.
- Nachemson, A. L. (1981). Disc pressure measurements. *Spine*, 6(1), 93-97.
- Neumann, W. P., Wells, R. P., Norman, R. W., Andrews, D. M., Frank, J., Shannon, H. S., & Kerr, M. S. (1999). Comparison of four peak spinal loading exposure measurement methods and their association with low-back pain. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 25(5), 404-409.
- Nielsen, P. K., Andersen, L., & Jorgensen K. (1998). The muscular load on the lower back and shoulders due to lifting at different lifting heights and frequencies. *Applied Ergonomics*, 29(6), 445-450.
- Norman, R. W., McGill, S. M., Lu, W., & Frazer, M. (1994). Improvements in biological realism in an industrial low back injury risk model : 3DWATBAK. In proceedings of the 12th Triennial Congress of the International Ergonomics Association, Toronto (Mississauga: Human Factors Association of Canada), 2, 299-301.
- Norman, R. W., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H., & Kerr, M. (1998). A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clinical Biomechanics*, 13(8), 561-573.
- Parkinson, R. J., & Callaghan, J. P. (2009). The use of artificial neural networks to reduce data collection demands in determining spine loading : a laboratory based analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 12(5), 511-522.
- Parkinson, R. J., Bezaire, M., & Callaghan, J. P. (2011). A comparison of low back kinetic estimates obtained through posture matching, rigid link modeling and an EMG-assisted model. *Applied Ergonomics*, 42(5), 644-651.

- Pearshall, D. J., Reid, J. G., & Ross, R. (1994). Inertial properties of the human trunk of males determined from magnetic resonance imaging. *Annals of Biomedical Engineering*, 22, 692-706.
- Plamondon, A., Gagnon, M., & Desjardins, P. (1996). Validation of two 3-D segment models to calculate the net reaction forces and moments at the L5/S1 joint in lifting. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 101-110.
- Plamondon, A., Serresse, O., Boyd, K., Ladouceur, D., & Desjardins, P. (2002). Estimated moments at L5/S1 level and muscular activation of back extensors for six prone back extension exercises in healthy individuals. *Scandinavian Journal of Medicine, & Science in Sports*, 12(2), 81-89.
- Plamondon, A., Delisle, A., Larue, C., Brouillette, D., McFadden, D., Desjardins, P., & Larivière, C. (2007). Evaluation of a hybrid system for three-dimensional measurement of trunk posture in motion. *Applied Ergonomics*, 38(6), 697-712.
- Plamondon, A., Larivière, C., Delisle, A., Denis, D., & Gagnon, D. (2012). Relative importance of expertise, lifting height and weight lifted on posture and lumbar external loading during a transfer task in manual material handling. *Ergonomics*, 55(1), 87-102.
- Plamondon, A., Denis, D., Larivière, C., Delisle, A., Gagnon, D., St-Vincent, M., & Nastasia, I. (sous presse). La manutention chez les femmes : un regard du point de vue biomécanique et ergonomique. Rapport de recherche, Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail du Québec (IRSST) Montréal, Canada.
- Pope, D. P., Silman, A. J., Cherry, N. M., Pritchard, C., & Macfarlane, G. J. (1998). Validity of a self-completed questionnaire measuring the physical demands of work. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 24(5), 376-385.
- Potvin, J. R., Norman, R. W., & McGill, S. M. (1996). Mechanically corrected EMG for the continuous estimation of erector spinae muscle loading during repetitive lifting. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 74(1-2), 119-132.
- Reed, M. P., Manary, M. A., & Schneider, L. W. (1999). Methods for measuring and representing automobile occupant posture. *SAE Technical Paper Series*, 01, 0959.
- Rosenburg, R., & Seidel, H. (1989). Electromyography of lumbar erector spinae muscles-influence of posture, strength, and fatigue. *European Journal of Applied Physiology*, 59, 104-114.
- Stock, S., Funes, A., Delisle, A., St-Vincent, M., Turcot, A., & Messing, K. (2011). Troubles musculosquelettiques. Chapitre 7, « Enquête québécoise sur les conditions de

travail et d'emploi et la santé et la sécurité du travail » (EQCOTESST). R-691, IRSST, Montréal, Canada.

Sutherland, C. A., Albert, W. J., Wrigley, A. T., & Callaghan, J. P. (2008). A validation of a posture matching approach for the determination of 3D cumulative back loads. *Applied Ergonomics*, 39(2), 199-208.

Van Albada, S. J., & Robinson, P. A. (2006). Transformation of arbitrary distributions to the normal distribution with application to EEG test-retest reliability. *Journal of Neuroscience Methods*, 161(2), 205-211.

van der Molen, H. F., Kuijer, P. P., Hopmans, P. P., Houweling, A. G., Faber, G. S., Hoozemans, M. J., & Frings-Dresen, M. H. (2008). Effect of block weight on work demands and physical workload during masonry work. *Ergonomics*, 51(3), 355-366.

van Dieen, J. H., & Visser, B. (1999). Estimating net lumbar sagittal plane moments from EMG data. The validity of calibration procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(5), 309-315.

van Dieen, J. H., Hoozemans, M. J., & Toussaint, H. M. (1999). Stoop or squat : a review of biomechanical studies on lifting technique. *Clinical Biomechanics*, 14(10), 685-696.

van Dieen, J. H., Faber, G. S., Loos, R. C., Kuijer, P. P., Kingma, I., van der Molen, H. F., & Frings-Dressens, M. H. (2010). Validity of estimates of spinal compression forces obtained from worksite measurements. *Ergonomics*, 53(6), 792-800.

Vézina, M., Stock, F., Funes, A., Delisle, A., St-Vincent, M., Turcot, A., & Messing, K. (2011). Description de l'environnement organisationnel et des contraintes physiques à l'emploi principal. Chapitre 4, « Enquête québécoise sur les conditions de travail et d'emploi et la santé et la sécurité du travail » (EQCOTESST). R-691, IRSST, Montréal, Canada.

Vieira, E. R., Kumar, S., & Coury, H. J. C. G. (2005). Questionnaire assessment of problems associated with work-related low back injuries in two steel companies and a hospital. In Proceedings of the 10th International HAAMAHA jointly with the 3rd International Ergon-Axia and 1st International Symposium on Theoretical Issues in Ergonomics Science (Chase B. & Karwowski W., eds), San Diego, pp. 1-16.

Vieira, E. R., Kumar, S., Coury, H. J. C. G., & Narayan, Y. (2006). Low back problems and possible improvements in nursing jobs. *Journal of Advanced Nursing*, 55(1), 79-89.

Viikari-Juntura, E., Rauas, S., Martikainen, R., Kuosma, E., Riihimäki, H., Takala, E. P., & Saarenmaa, K. (1996). Validity of self-reported physical work load in epidemiologic

studies on musculoskeletal disorders. *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 22(4), 251-259.

Wang, M. J., Garg, A., Chang, Y. C., Shih, Y. C., Yeh, W. Y., & Lee, C. L. (1998). The relationship between low back discomfort ratings and the NIOSH lifting index. *Human Factors*, 40(3), 509-515.

Wiktorin, C., Hjelm, E. W., Winkel, J., & Koster, M. (1996). Reproducibility of a questionnaire for assessment of physical load during work and leisure time. Stockholm MUSIC I Study Group. MUSculoskeletal Intervention Center. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*, 38(2), 190-201.

Wilke, H., Neef, P., Hinz, B., Seidl, H., & Claes, L. (2001). Intradiscal pressure together with anthropometric data--a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*, 16(Suppl 1), S111-26.

Winter, D. (1990). Kinetics of human movement. Champaign, IL : Human Kinetics.

www.csst.qc.ca

Xu, X., Chang, C. C., Faber, G. S., Kingma, I., & Dennerlein, J. T. (2012). Estimation of 3-D peak L5/S1 joint moment during asymmetric lifting tasks with cubic spline interpolation of segment Euler angles. *Applied Ergonomics*, 43(1), 115-120.

Zatsiorsky, V., & Seluyanov, V. (1983). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. *Biomechanics IX, Human Kinetics Publishers*, 233-9.

ANNEXE A
FORMULAIRE D'INFORMATION ET DE
CONSENTEMENT À LA RECHERCHE

Titre du projet:	Développement d'une méthode ambulatoire pour estimer les chargements au dos : intégration de la cinématique du dos et de l'électromyographie de surface
Numéro et date du projet	099-650, octobre 2009
Organisme subventionnaire	Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST)
Chercheur principal:	Alain Delisle, Faculté d'éducation physique et sportive, Université de Sherbrooke
Chercheur(s) associé(s):	André Plamondon, Christian Larivière, IRSST; Denis Gagnon, Faculté d'éducation physique et sportive, Université de Sherbrooke; François Michaud, Jean Rouat, Département de génie électrique et de génie informatique, Université de Sherbrooke.

Nous sollicitons votre participation à un projet de recherche qui vise le développement d'un appareil pour quantifier le risque de blessure au dos associé à des activités de manutention de charges. Cependant, avant d'accepter de participer à ce projet, veuillez prendre le temps de lire, de comprendre et de considérer attentivement les renseignements qui suivent. Si vous acceptez de participer au projet de recherche, vous devrez signer le consentement à la fin du présent document et nous vous en remettrons une copie pour vos dossiers.

Ce formulaire d'information et de consentement vous explique le but de ce projet de recherche, les procédures, les avantages, les risques et inconvénients, de même que les personnes avec qui communiquer au besoin. Il peut contenir des mots que vous ne comprenez pas. Nous vous invitons à poser toutes les questions nécessaires au chercheur responsable du projet ou aux autres personnes affectées au projet de recherche et à leur demander de vous expliquer tout mot ou renseignement qui n'est pas clair.

EN CAS D'URGENCE

Vous pouvez rejoindre Alain Delisle (chercheur principal) aux heures normales de bureau au numéro de téléphone suivant . Si votre état de santé nécessite des soins d'urgence, il est préférable de vous rendre le plus rapidement possible à l'urgence de l'hôpital le plus proche.

NATURE ET OBJECTIFS DU PROJET DE RECHERCHE

Nous sommes à la recherche de personnes en santé capables de réaliser du travail de manutention de caisses. On sait que les risques de blessures au dos lors d'activités au travail restent aujourd'hui très élevés et la profession qui génère le plus de blessures demeure les manutentionnaires. Or, il n'existe pas de méthode pour évaluer le risque de blessure au dos pendant la réalisation du travail. Le présent projet de recherche a pour objectif de développer et valider en laboratoire une telle méthode. Afin de tester la méthode, nous souhaitons recruter 20 participants.

DÉROULEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Si vous acceptez de participer à cette étude, vous devrez dans un premier temps remplir un questionnaire d'aptitude à l'activité physique et ensuite participer à l'une des deux séances suivantes au laboratoire de biomécanique sur la prévention des troubles musculosquelettiques de l'Université de Sherbrooke qui vous sera attribuée:

1. cette séance exigera de votre part d'effectuer deux tâches. La première tâche comporte trois actions principales : élever (de 15 à 140 cm), abaisser (de 140 à 15 cm) et transférer latéralement (de 15 à 15 cm) des caisses. Vous aurez à effectuer ces actions dans deux directions (vers la gauche et vers la droite), à deux vitesses d'exécution (lente et 25% plus rapide) et pour deux masses différentes (12 et 23 kg), le tout répété une seconde fois, pour un total de 48 manutentions. La deuxième tâche consistera d'abord à pousser un chariot sur une distance de 1,5 m, puis de le tirer sur la même distance, le tout répété cinq fois, pour un total de 10 actions.
2. cette séance comportera également l'exécution de deux tâches: une tâche de palettisation puis une tâche de tirer et pousser de chariots. La tâche de palettisation consistera à effectuer le transfert aller-retour de six palettes de 16 caisses de 12 kg (total 192 caisses). Après chaque aller-retour, vous devrez tirer puis pousser un chariot de 30 kg sur une distance de 1 m, à trois reprises. La durée de ces tâches sera d'environ 60 minutes

Chaque séance durera approximativement trois heures. Pour chaque séance, on vous demandera de vous vêtir d'une tenue de sport : short, camisole et espadrilles. On mettra sur votre peau des petits capteurs de mouvements ainsi que des électrodes pour mesurer l'effort de vos muscles. Il se peut que l'on doive vous raser à certains endroits afin d'enlever les poils qui nuiraient au signal des électrodes. Ces capteurs et électrodes sont sans danger à part d'être légèrement encombrants. Ensuite, on prendra des photos pour connaître la dimension de vos segments corporels et on vous demandera de pratiquer différentes tâches de manutention pour vous familiariser avec l'expérience. Vous serez également filmés tout le long de la séance.

RISQUES

Il y a des risques de blessures au dos lors de la réalisation des tâches de manutention. Toutefois, ces risques sont faibles pour des personnes en santé, mais ils sont plus élevés si vous avez des problèmes de santé ou encore si vous avez déjà souffert de problèmes de

dos. Nous vous demandons donc de ne pas participer à l'étude si vous pensez être à risque de blessures.

BÉNÉFICES

Il n'y a aucun bénéfice direct à votre participation à l'étude. Par contre, votre participation vise à long terme la réduction des blessures au dos chez les manutentionnaires. Les résultats permettront de développer une méthode pour quantifier le risque de blessure au dos associé aux activités de manutention et d'améliorer les interventions pour réduire ce risque.

PARTICIPATION VOLONTAIRE ET RETRAIT DE L'ÉTUDE

Votre participation à cette étude est tout à fait volontaire. Vous avez le droit de refuser d'y participer ou de vous en retirer en tout temps, pour quelque raison que ce soit, et cela même une fois l'étude commencée en contactant André Plamondon au

Votre décision de cesser votre participation à l'étude ne vous causera aucun préjudice et personne ne sera informé de votre retrait à part les personnes directement impliquées dans ce projet. Toutefois, les données recueillies seront conservées à moins que vous nous demandiez de les détruire.

COMPENSATION

Vous recevrez une somme forfaitaire de 20\$ en compensation des frais encourus et des contraintes subies.

CONFIDENTIALITÉ

Les renseignements personnels recueillis durant l'étude ne seront jamais mentionnés, mais seront conservés dans le laboratoire de biomécanique pour la prévention des troubles musculosquelettiques de l'Université de Sherbrooke. Seuls les membres de l'équipe de recherche du projet y auront accès. De manière à protéger votre anonymat, votre nom sera codifié au moyen de chiffres. Tous les résultats demeureront confidentiels et aucune information personnelle vous concernant ne sera transmise à l'extérieur du laboratoire de biomécanique pour la prévention des troubles musculosquelettiques de l'Université de Sherbrooke. À la fin de l'étude, toutes les bandes vidéos et photographies serviront strictement aux fins de l'étude et seront conservées 5 ans à la Faculté d'éducation physique de l'Université de Sherbrooke. Dans le cas où des séquences vidéos ou des photographies seraient nécessaires pour des présentations ou des publications, vous serez contacté(e) pour obtenir votre permission et l'obtention d'un consentement spécifique pour cet usage.

DROITS DU PARTICIPANT ET INDEMNISATION EN CAS DE PRÉJUDICE

Si vous deviez subir quelque préjudice que ce soit dû à votre participation au projet de recherche, vous êtes protégé(e) par les lois en vigueur au Québec. En acceptant de participer à cette étude, vous ne renoncez à aucun de vos droits ni ne libérez les chercheurs, le commanditaire ou l'établissement où se déroule ce projet de recherche de leurs responsabilités civile et professionnelle.

FINANCEMENT DU PROJET DE RECHERCHE

Le chercheur a reçu des fonds de l'Institut de recherche Robert-Sauvé en santé et en sécurité du travail (IRSST) pour mener à bien ce projet de recherche. Les fonds reçus couvrent les frais reliés à ce projet de recherche.

PERSONNES RESSOURCES

Si vous avez des questions concernant le projet de recherche ou si vous croyez que vous éprouvez un problème de santé relié à votre participation au projet de recherche, vous pouvez communiquer avec le chercheur responsable du projet de recherche au numéro suivant:

Alain Delisle, professeur Université de Sherbrooke : 514 336-1234

SURVEILLANCE DES ASPECTS ÉTHIQUES

Le Comité d'éthique de la recherche en santé chez l'humain du CHUS a approuvé ce projet de recherche et en assure le suivi. De plus, nous nous engageons à lui soumettre pour approbation toute révision et toute modification apportée au protocole de recherche ou au formulaire d'information et de consentement.

Si vous désirez rejoindre l'un des membres de ce comité vous pouvez communiquer avec le Service de soutien à l'éthique de la recherche du CHUS au numéro

CONSENTEMENT

Je déclare avoir lu le présent formulaire d'information et de consentement, particulièrement quant à la nature de ma participation au projet de recherche et l'étendue des risques qui en découlent. Je reconnais qu'on m'a expliqué(e) le projet, qu'on a répondu à toutes mes questions et qu'on m'a laissé(e) le temps voulu pour prendre une décision.

Je consens librement et volontairement à participer à ce projet.

Nom du participant

Date

(lettres moulées)

Signature du participant

Nom du témoin

Date

(lettres moulées)

Signature du témoin

*Nom de la personne qui
obtient le consentement
(lettres moulées)*

*Signature de la personne qui
obtient le consentement*

Date

ENGAGEMENT DU CHERCHEUR

Je certifie qu'on a expliqué au participant de recherche les termes du présent formulaire d'information et de consentement, que j'ai répondu aux questions que le participant de recherche avait à cet égard et que j'ai clairement indiqué qu'il demeure libre de mettre un terme à sa participation, et ce, sans préjudice.

Je m'engage à respecter ce qui a été convenu au formulaire d'information et de consentement et à en remettre copie signée au sujet de recherche.

Nom du chercheur

Date

(lettres moulées)

Signature du chercheur